

Treball de Fi de Grau

## **Grau en Enginyeria en Tecnologies Industrials**

### **Disseny de la pròtesi d'una mà humana amb impressió 3D**

#### **MEMÒRIA**

**Autora:** Marta Camps Cubarsí  
**Director:** Emilio Angulo Navarro  
**Convocatòria:** Setembre 2018



Escola Tècnica Superior  
d'Enginyeria Industrial de Barcelona





## Resum

L'objectiu d'aquest treball és realitzar el disseny d'un primer prototip per a una pròtesi humana d'una mà per a ser impresa amb tecnologia 3D. Per això, primer s'ha dut a terme una recerca del funcionament i anatomia de la mà, així com del ventall de possibilitats de pròtesis que hi ha actualment, tant les comercials, com les de lliure accés, com les de departaments de recerca d'universitat. S'ha realitzat també una cerca dels altres components necessaris per al funcionament, com són els motors i sensors. D'aquesta manera, sabent-ne les funcions i elements a integrar, s'ha obtingut una base per poder començar a realitzar el disseny de la pròtesi.

Un cop fet el disseny amb el programari SolidWorks, s'ha procedit a calcular-ne la velocitat i les forces que podria proporcionar la mà, realitzant un càlcul de treballs virtuals amb l'ajut de les equacions d'enllaç trobades per al mecanisme realitzat.

Finalment s'ha imprès el prototip dissenyat i s'ha fet el muntatge de les diferents peces, avaluant-ne el resultat final juntament amb una proposta de possibles millores.

# Sumari

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Resum .....</b>                                 | <b>3</b>  |
| <b>Sumari .....</b>                                | <b>4</b>  |
| <b>1. Introducció .....</b>                        | <b>6</b>  |
| 1.1. Justificació .....                            | 6         |
| 1.2. Objecte .....                                 | 6         |
| 1.3. Abast del projecte .....                      | 7         |
| <b>2. Anatomia de la mà .....</b>                  | <b>8</b>  |
| 2.1. L'estructura .....                            | 8         |
| 2.2. El moviment .....                             | 11        |
| <b>3. Estat de l'art .....</b>                     | <b>14</b> |
| 3.1. Pròtesis .....                                | 14        |
| 3.1.1. Gamma alta .....                            | 14        |
| 3.1.2. Gamma baixa .....                           | 19        |
| 3.2. Components .....                              | 24        |
| 3.2.1. Motors .....                                | 24        |
| 3.2.2. Sensors .....                               | 26        |
| 3.2.3. Microcontrolador i bateria .....            | 28        |
| <b>4. Disseny i realització del prototip .....</b> | <b>29</b> |
| 4.1. Especificacions .....                         | 29        |
| 4.2. Disseny .....                                 | 30        |
| 4.3. Càlculs .....                                 | 38        |
| 4.3.1. Equacions d'enllaç .....                    | 38        |
| 4.3.2. Força dit .....                             | 40        |
| 4.3.3. Temps obertura/tancada completa .....       | 42        |
| 4.3.4. Agafada d'objectes .....                    | 43        |
| 4.4. Impressió en 3D i muntatge .....              | 45        |

|  |           |
|--|-----------|
| 4.5. Avaluació del resultat i modificacions a realitzar..... | 51        |
| <b>5. Planificació .....</b>                                 | <b>53</b> |
| <b>6. Pressupost.....</b>                                    | <b>54</b> |
| 6.1. Costos de realització .....                             | 54        |
| 6.2. Pressupost d'execució del projecte .....                | 54        |
| <b>7. Impacte sobre l'entorn .....</b>                       | <b>56</b> |
| <b>8. Estudis futurs .....</b>                               | <b>57</b> |
| <b>Conclusions .....</b>                                     | <b>58</b> |
| <b>Agraïments .....</b>                                      | <b>59</b> |
| <b>Bibliografia.....</b>                                     | <b>60</b> |

# 1. Introducció

## 1.1. Justificació

La importància de dissenyar mans antropomòrfiques robòtiques s'origina amb l'esperança d'utilitzar-les per a poder recuperar la destresa manual perduda, ja que les pròtesis passives són una ombra de les possibilitats que ofereix la mà humana. Resulta sorprenent que, en un món on la tecnologia avança constantment, segueixi essent tan inaccessible una tecnologia tan necessària com són les pròtesis motoritzades.

Les mans robòtiques existents al mercat són de preus molt elevats, fent que la possibilitat de reemplaçar el membre perdut sigui un luxe fora de l'abast de la majoria. És cert que també existeixen pròtesis d'accés lliure, pensades per a ser realitzades amb impressió 3D i amb el muntatge a càrrec de l'usuari, permetent fer més assequible recobrar la mobilitat perduda. Però continuen sent poques les opcions de baix cost, per tant és necessari un estudi per ampliar i millorar les opcions disponibles al mercat.

## 1.2. Objecte

Es vol aconseguir una pròtesi d'una mà per a amputats transradials, és a dir que conserven part de l'avantbraç, per tal que pugui ser impresa en 3D i amb components de baix cost. Per això es durà a terme la realització d'un primer prototip.

S'intentarà que assimili el màxim les prestacions que ofereix la mà humana, tant en l'anatomia com en el moviment, essent conscients que una major llibertat de moviment comporta més complexitat, es vol que el moviment de la pròtesi quedi predefinit en un nombre reduït de patrons prènsils. És bàsic conèixer les funcions principals de la mà així com les possibilitats de moviment que té per tal de destriar les principals funcions a mantenir, ja que és inevitable una certa deficiència en la mobilitat de la pròtesi respecte a la pròpia mà. És per això que és important poder triar quines funcions prioritzar per tal de perdre destresa sense perdre funcionalitat.

Per ser competitiu amb les pròtesis d'alta gamma, s'esperarà poder conferir llibertat de moviments a l'usuari a través de la captació de senyals amb sensors, i que juntament amb els altres components necessaris per al funcionament com són la bateria i el microcontrolador, no siguin gaire voluminosos.

S'espera aconseguir un producte final que permeti a l'usuari construir i personalitzar el funcionament de la pròtesi segons les seves necessitats, essent pensat com un producte d'accés lliure.

### **1.3. Abast del projecte**

En aquest projecte es durà a terme:

- Un recerca de l'anatomia i moviment de la mà.
- Un estudi de l'estat de l'art de les pròtesis en el moment present, així com dels motors i sensors necessaris per al funcionament.
- Es realitzarà un disseny en 3D amb el programa SolidWorks per a ser imprès.
- Es farà l'estudi de les forces que podrà realitzar la pròtesi.
- Es realitzarà el muntatge de les peces impreses en 3D.
- Es realitzarà una avaluació del resultat.

No s'inclourà:

- La realització de les connexions ni programació del microcontrolador.
- El càlcul de la capacitat de la bateria.
- Tampoc la unió de l'estructura de la mà amb l'extremitat romanent de l'usuari, així com la col·locació del que serien la bateria, el microcontrolador i sensor.
- La comprovació del funcionament del flexió i extensió i del gir del polze amb els corresponents motors.
- La rectificació i redisseny del prototip juntament amb una nova impressió.

Per tant se centrarà en el disseny i impressió de la part mecànica d'un primer prototip.

## 2. Anatomia de la mà

La mà humana és una part fonamental del nostre dia a dia a l'hora d'interactuar amb l'entorn tant en la manipulació d'objectes com en la comunicació. És el resultat d'una gran evolució i és el que ens va distingir com a humans.

Però tot i que la mà mostra una gran capacitat per a la destresa, un control completament independent dels dits no és possible. Quan es mou un dit, els dits veïns normalment es mouen en certa mesura, un fenomen anomenat esclavatge. Aquest fet s'atribueix tant a factors mecànics, connexions intramusculars i intratendonians, com a factors neuronals, la superposició espacial de les regions dels dits al còrtex motor.

Es destacaran les principals característiques de l'estructura i el moviment de la mà per tal de poder comprendre millor la forma i funcionament i així fer una aproximació més fidedigna.

### 2.1. L'estructura

Els ossos de la mà s'agrupen en el carp, format per vuit ossos que conformen el canell i la base de la mà, i els dits, cada un compost pel seu metacarp i falanges, tres pels dits llargs i dues pel polze.

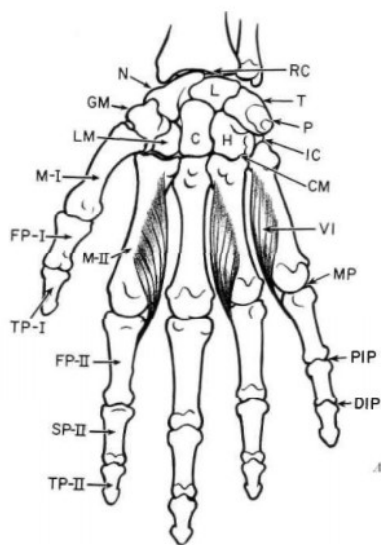


Figura 2.1 Estructura òssia de la mà.  
Font: Fletcher, 1955.

En cada un dels dits el disseny anatómic és essencialment el mateix, amb excepcions al polze. Els metacarps dels dits llargs articulen tan estretament amb els ossos carpians adjacents que, tot i que són capaços de quelcom de flexió i extensió, el moviment independent és molt limitat. Els metacarps estan lleugerament arquejats per la part interior, que és el que dona la forma del palmell de la mà (figura 2.2), i l'extrem d'unió amb la primera falange és gairebé semiesfèric per coincidir amb la forma còncava d'aquesta. Aquest mateix tipus d'unió es troba també entre les falanges.



El centre virtual de rotació se situa aproximadament al centre de curvatura de l'extrem distal del membre pròxim, tal i com es pot veure esquemàticament a la figura 2.2.

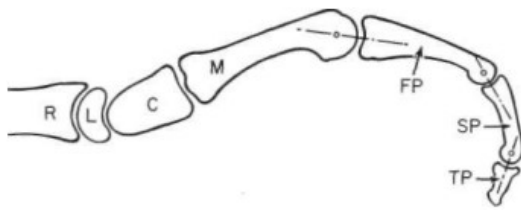


Figura 2.2 Forma còncava dels ossos de la mà.  
Font: Fletcher, 1955.

Els laterals de les superfícies de les unions estan estretament subjectades amb lligaments de tal manera que la rotació lateral és petita a les unions dels artells i inexistents a les articulacions falàngiques. Com a conseqüència, aquestes últimes són típicament unions tipus frontissa.

El polze difereix dels altres primerament perquè li manca una falange, i segonament, perquè hi ha una major mobilitat a l'articulació a la base, en la unió carpiana-metacarpiana.

Això ens deixa amb un grau de llibertat (1 GL) en cada articulació entre falanges i 2 GL en els artells, fent que cada dit tingui 4 GL (tres de flexió i un d'adducció) menys el polze que té 5 GL (dos de flexió, un d'adducció i dos del moviment d'oposició). El canell es considera normalment que presenta els 6 GL (els tres de rotació i els tres de moviment a l'espai), per tant una mà humana té un total de 27 GL. Això, però, no és del tot cert, perquè com ja s'ha dit anteriorment un control completament independent dels dits no és possible, per tant es tracta d'una simplificació que no considera la interdependència.

Pel que fa a músculs de la mà i del canell, molts es troben a l'avantbraç i, estrenyent-se, s'uneixen als tendons, travessant el canell pel túnel carpià per arribar a les insercions en els components ossis i lligamentosos de la mà.

Els músculs que controlen el moviment dels dits es poden dividir en dos grups: músculs intrínsecs (ubicats a la mà) i músculs extrínsecs (localitzats a l'avantbraç).

Els moviments dels dits llargs són produïts predominantment pels músculs extrínsecs (p. ex. dos flexors: *flexor digitorum superficialis*, FDS) i *flexor digitorum profundus*, FDP) i un extensor: *extensor digitorum*, ED), que tenen insercions a cada uns dels quatre dits (Fletcher, 1955).

Els músculs intrínsecs de la mà, aquells originats i confinats a la mà o canell, estan, amb l'excepció dels abductors del polze i el dit petit, especialitzats per a l'adducció dels dits i pels patrons d'oposició com tancar el puny, l'agafall esfèric i d'altres.

L'aspecte còncav del palmell i dits està cobert amb abundant greix subcutani i pell relativament gruixuda dissenyada en una sèrie de plecs que la fan capaç de doblegar-se. Estan disposats de tal manera que es pugui aconseguir un agafall amb seguretat mentre que el greix subcutani procura l'acotxat necessari per conferir més fermesa. Contràriament, el dors de la mà es troba cobert amb una pell prima i suau i teixit cutani igualment mòbil, capaç de ser flexible sota tensió.

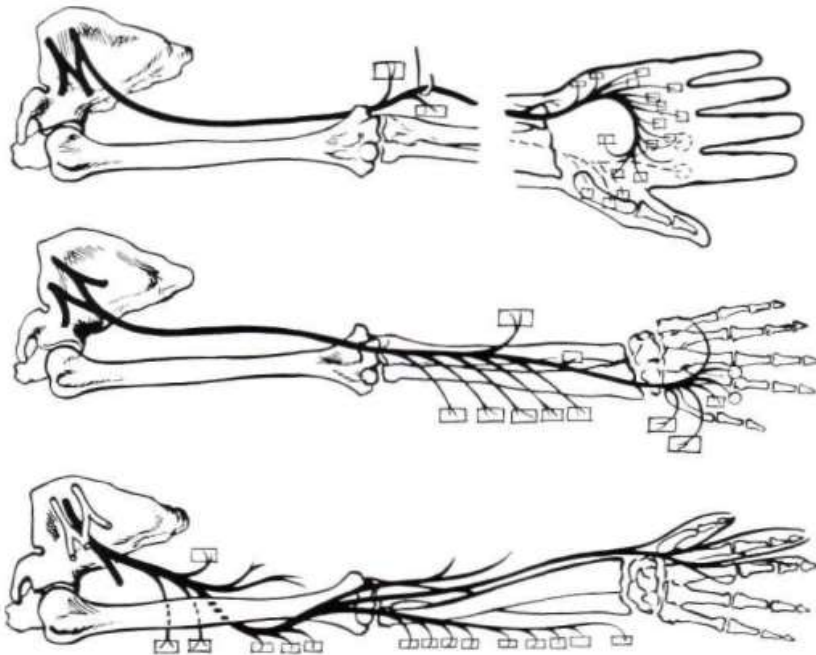


Figura 2.3 Representació dels nervis de la mà dreta. De dalt a baix: nervi cubital, nervi medial i nervi radial. Font: Fletcher, 1955.

Els tres nervis principals que connecten els músculs de la mà són els següents: el nervi cubital, corresponent als músculs intrínsecs de la mà; el nervi medial, que es correspon amb els flexors del canell i dits, abductors, oponent i flexors del polze; i el nervi radial, que es correspon amb els extensors del canell, polze i dits (figura 2.3).

Cadascun d'aquests nervis majors divergeix en in comptables branques més petites acabant a les papil·les dels coixinets de la mà i pell dorsal, fent tot el sistema neuromuscular tan ben coordinat al cervell que la resposta motora als estímuls és ordinàriament subconscient i reflexa. Així doncs un objecte rellicant de l'agafall és automàticament subjectat més fermament però no tant com per danyar la mà mateixa.

La mà relaxada pren una posició característica, per exemple quan penja de forma baldera al costat, en la qual el canell en repòs adopta una posició mitjana respecte l'eix de l'avantbraç quedant flexionat 35° (figura 2.4).

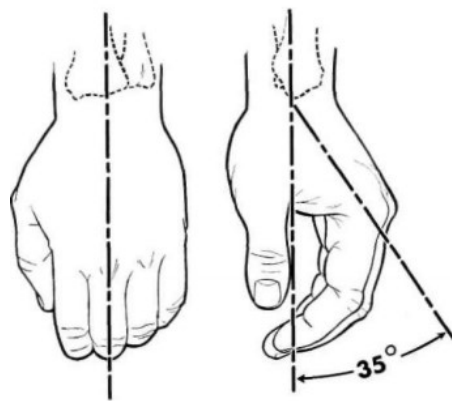


Figura 2.4 Inclinació de la mà en posició relaxada. Font: Fletcher, 1955.

## 2.2. El moviment

El polze és el dit que presenta la importància més gran gràcies al moviment d'oposició que és el que permet agafar i pinçar objectes juntament amb l'índex i el dit del mig. L'anular i el petit donen estabilitat a la mà i són vitals per reforçar l'empunyadura i adherència. La versatilitat del polze és deguda a la varietat de posicions d'extensió-flexió i al pla rotatori en què poden tenir lloc. L'extensió-flexió és anàloga a la dels altres quatre dits; la rotació és deguda a la mobilitat relativa de la unió carpiana-metacarpiana

La unió del canell ja s'ha vist que és realment complexa i presenta diversos eixos de rotació. La idealització dels moviments com una palanca que gira al voltant d'un centre fix, sols pot ser emprada com una aproximació per conveniència. En casos de molta força, els músculs dels dits que travessen el canell ajuden també a l'acció del canell, creant forces de reacció.

És evident que són possibles una infinita varietat de gestos i posicions de la mà, així i tot, amb propòsit d'anàlisi es pot establir una classificació basada en el contacte amb objectes.

A partir de l'observació fotogràfica dels patrons de subjecció presos de forma natural agafant objectes del dia a dia o bé subjectant-los es poden veure les següents posicions<sup>1</sup> (figura 2.5). Aquests seran els principals moviments a intentar reproduir.

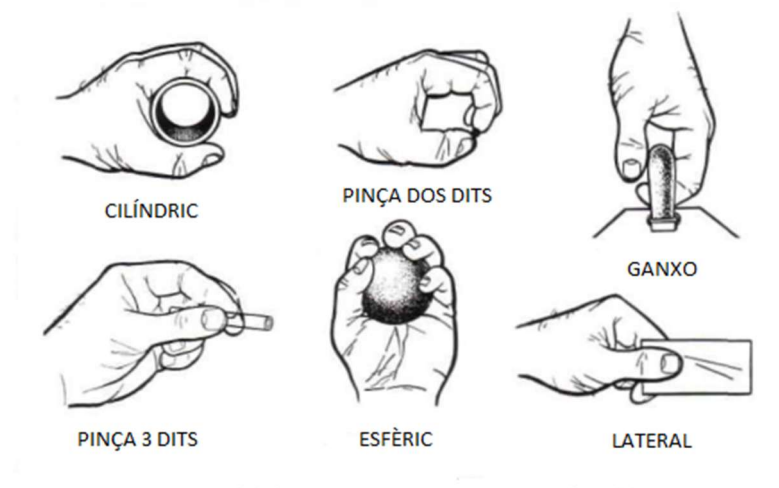


Figura 2.5 Sis tipus bàsics de prensió, definits per Schlessinger. Font: Fletcher, 1955 (editada).

<sup>1</sup> Classificació feta per Schlesinger, Schlesinger, G., Der mechanische Aufbau der kunstlichen Glieder in Ersatzglieder und Arbeitshilfen, Springer, Berlin, 1919

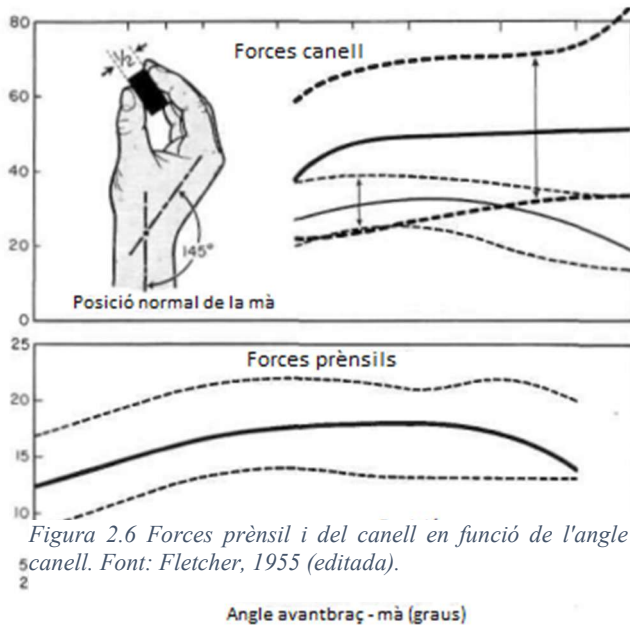
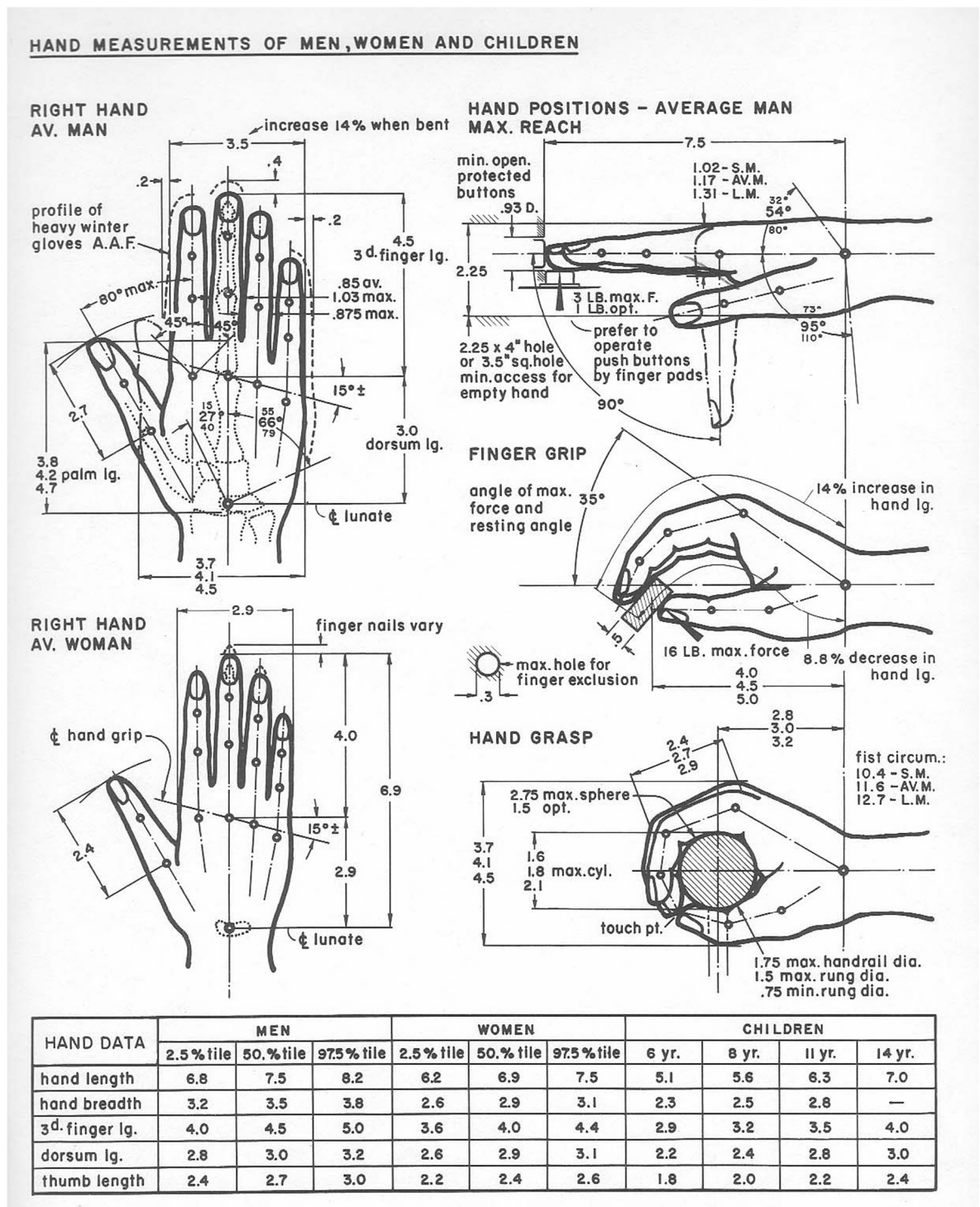


Figura 2.6 Forces prènsl i del canell en funció de l'angle del canell. Font: Fletcher, 1955 (editada).

Les forces de la mà poden calcular-se per les forces de Fick que es determinen a partir del sumatori individual dels músculs que participen en el moviment. La força de cada múscul és la de la secció creuada multiplicada per un factor de 100 N el  $\text{cm}^2$  però les forces isomètriques mesurades al canell i unions de la mà acaben sent el 10% de la força total. També influeix l'angle del canell, arribant al màxim als 145°.

Resulta de molta utilitat pràctica l'estudi de mesures per al disseny d'una mà fetes per Henry Dreyfuss, un enginyer industrial americà que fou un dels primers teòrics en el camp dels factors humans i l'ergonòmica en l'enginyeria, de sobre el disseny anatòmic, on proporciona mides, angles i forces, també amb les variacions segons el sexe i l'edat. El seu llibre *The measure of Man* conté informació extensiva sobre el cos humà, i amb un aproximament més de disseny industrial escrigué *Designing for People*. Es pot l'estudi realitzat de les mesures de la mà a la figura 2.7.



*Figura 2.7 Mesures de la mà fetes per Dreyfuss. Font: Dreyfuss, 1993.*

## **3. Estat de l'art**

### **3.1. Pròtesis**

Actualment les pròtesis existents al mercat tenen dos mètodes de control: amb tecnologia no invasiva com l'electromiogràfica (EMG) que empra senyals captats del membre romanent o a través de la reinnervació de regions del múscul; i la invasiva, que implanta microelèctrodes al còrtex motor del cervell o recobrint nervis perifèrics amb elèctrodes miniaturitzats per recollir inputs de control. En aquest apartat es tractaran només les pròtesis no invasives i es farà una recerca de l'estat de les comercials, les lliures i les d'estudi. No es disposa del preu de totes les pròtesis, però s'ha vist que algunes de les d'alta gamma, és a dir les comercials, valen aproximadament uns 30.000 € i de les de gamma baixa, de lliures se'n poden trobar per uns 500 €.

De la recerca realitzada s'han seleccionat quatre models representatius de cada tipus per ser els més funcionals i en els que es basarà el disseny d'aquest projecte.

#### **3.1.1. Gamma alta**

##### **3.1.1.1. BeBionic**

De l'empresa Ottobock, el seu últim model és el BeBionic3. Permet el moviment independent dels dits gràcies a la presència de motors individuals a cada un. Estan disposats per tal d'optimitzar la distribució de pesos, fent que la mà sigui més mòbil i confortable.





*Figura 3.1. Model de dona i d'home de la pròtesi BeBionic3. Font: [www.bebionic.com](http://www.bebionic.com)*

Disposa de potents microprocessadors que monitoren constantment la posició de cada dit permetent el control precís i fiable dels moviments de la mà, conformant els 14 patrons d'agafada que resumeixen les activitats del dia a dia.

Permet un control proporcional de la velocitat per atorgar precisió a les tasques delicades com subjectar un vas de poliestirè o estrènyer una llauna buida.

Pel que fa al software, està basat en tecnologia sense fils que permet personalitzar les funcions de la mà amb facilitat per adaptar-se a les preferències i estil de vida.

Té quatre opcions de canell com són el Quick Disconnect que permet la ràpida desconnexió de la mà i així poder-se intercanviar fàcilment amb altres dispositius, a part de permetre la rotació passiva o mitjançant motors rotatoris disposats al canell; el canell Multi-Flex que ofereix un moviment passiu en totes les direccions i l'opció de fixar el canell a 30° en flexió, 30° en extensió o a la posició neutral; canell Flexion que només permet l'opció de fixar el canell en les tres posicions esmentades; i finalment el canell curt per a usuaris amb més tros del membre romanent. A més a més té dues posicions intercanviables del polze per als diferents gestos, disposa d'autoagafada per quan nota que un objecte comença a rrelliscar, que juntament amb els palpissos i palmell encoixinats fan que millori l'agafada. Finalment, la seva construcció robusta permet suportar fins a 450 N de càrrega



Figura 3.2. Patrons d'agafada de la pròtesi BeBionic3. Font: [www.bebionic.com](http://www.bebionic.com)

### 3.1.1.2. i-Limb

De l'empresa Touch Bionics, permet realitzar l'acció d'obrir i tancar a través de sensors i mitjançant l'app o Smart Watch es fa la selecció dels diferents patrons de moviment. Així,



cada cop que es vol canviar entre posicions, s'ha de seleccionar la desitjada a través de l'aplicació.



*Figura 3.3 Tres models de mides diferents de la pròtesi i-Limb. Font: [www.ottobock.es](http://www.ottobock.es)*

Disposa de 24 patrons de moviment diferents, amb opció d'afegir-ne fins a 12 d'addicionals, seleccionables des de l'aplicació i accionats amb el moviment del múscul captat a través de sensors mioelèctrics. Es poden assignar els quatre patrons més utilitzats per cada usuari a distints senyals ben diferenciats, per exemple mantenir obert, doble impuls, triple impuls o contraccionant els dos músculs alhora.

La possibilitat d'assignar més o menys senyals als diferents gestos dependrà de l'habilitat i capacitat de diferenciar-los entre si, essent seleccionables si no a través de l'app.

Presenta una altra manera de canviar de mode que són els grip chips™, que per proximitat i tecnologia Bluetooth® permeten seleccionar un patró concret quan el dispositiu s'apropa a un dels xips. Per exemple un xip col·locat prop del portàtil podria activar el patró índex-punter.

Disposa també d'independència i articulació als cinc dits, fins a 36 patrons diferents d'agafada, rotació automàtica del polze i autoagafada.

Pel que fa al canell i a altres accessoris, és compatible amb els fabricats per Ottobock. La massa de la mà és de 472 g pel model petit, 512 g pel mitjà i de 528 g pel model gran.

### 3.1.1.3. Taska hand



Figura 3.4 Model de la pròtesi TASKA Hand. Font: <http://www.taskaprosthetics.com>

Fabricada per l'empresa TASKA prosthetics. La bateria permet unes 400 accions abans que es comenci a veure afectada la força de l'empunyadura.

Té emmagatzemats més de 20 patrons d'agafada, no obstant això, les activitats més quotidianes es poden realitzar amb només un conjunt de tres patrons: agafada general (tancada en oposició), Flexi-Tool (adducció falàngica) i pinça de precisió.

### 3.1.1.4. Michelangelo

També de l'empresa Ottobock. Disposa de tan sols set patrons diferents d'agafada i del moviment del polze automatitzat.

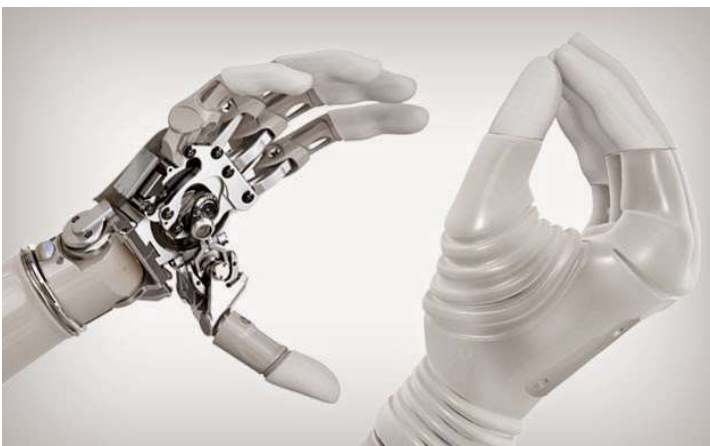


Figura 3.5 Model de la pròtesi Michelangelo. Font: [www.ottobock.es](http://www.ottobock.es)

Per tal d'aconseguir moviments naturals, està equipada amb dues unitats de controladors. El controlador principal és el responsable dels moviments i de la força en l'agafada, mentre que el segon s'encarrega de

posicionar electrònicament el polze en un eix addicional de moviment. Els components activament controlats són només el polze, l'índex i el dit del cor; l'anular i el dit petit segueixen passivament els moviments.

Disposa d'un software que augmenta la predictibilitat i resposta de la mà, fent-la més fàcil d'operar. Tot i ser un model antic, continua al mercat com una de les principals opcions gràcies a la facilitat d'ús.

### 3.1.2. Gamma baixa

#### 3.1.2.1. TBM Hand

Es tracta d'una pròtesi d'estudi realitzada pel departament d'enginyeria de la universitat de Toronto amb la finalitat de millorar les funcions mecàniques i l'aparença cosmètica de la pròtesi implementant consells aportats per professionals de la rehabilitació.

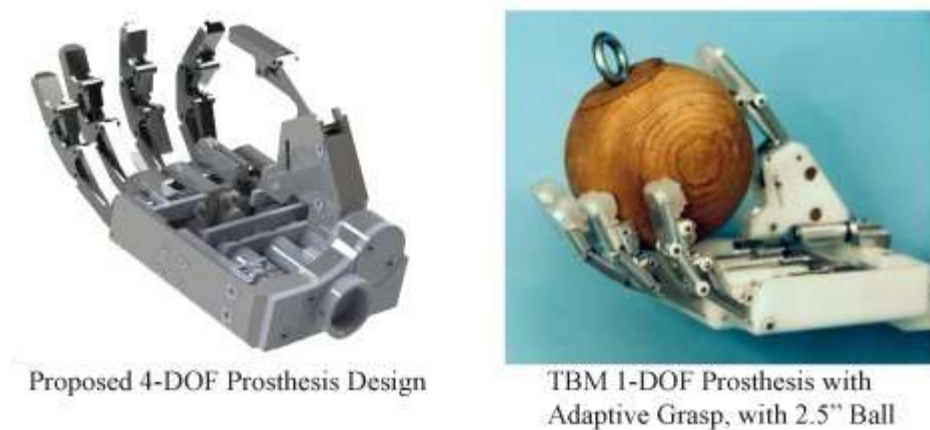


Figura 3.6 TBM Hand. Font: <https://www.3ders.org>

El disseny dels dits és el que es pot veure a la figura 3.7 i permet una agafada adaptativa i passiva, fent que els dits es recol·loquin al voltant de l'objecte, essent necessari el motor només per l'acció d'obrir i tancar.

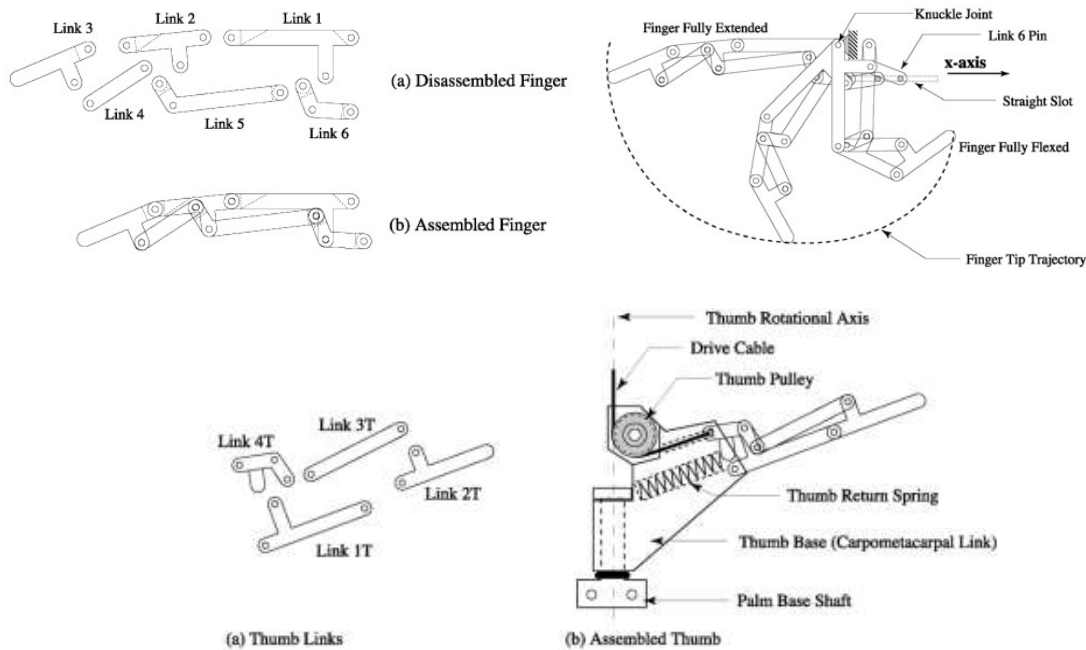


Fig. 3. Diagram of thumb links and assembly.

Figura 3.7 Esquema del mecanisme de la TBM Hand. Font: Dechev, Cleghorn, Naumann, 2001.

El dit es troba connectat al palmell de la mà mitjançant la unió giratòria de l'artell, i és accionat a través de la translació i rotació del link 6 (figura 3.7). El moviment està restringit al llarg de l'eix x conferint al dit un sol grau de llibertat.

La trajectòria ha estat designada per tal d'assimilar-se al màxim possible a la trajectòria natural del dit, però aquesta varia en funció de l'objecte i la tasca així que és impossible d'imitar totes les trajectòries possibles amb tan sols un grau de llibertat.

El polze, d'altra banda, té dos graus de llibertat: pot flexionar-se i estendre's però també és capaç de rotar cap al palmell (adducció) i cap enfora (abducció). Per tal d'acomplir amb els requeriments de petitesa, poc pes i poc consum, el polze és rotat manualment per l'usuari.

La mà TBM fa servir un sol motor per actuar tots els moviments de la mà, el que permet complir amb els requeriments ja esmentats, però també complica els mecanismes per tal de fer que els dits es tanquin independentment (engrapada adaptativa segons l'objecte).

Això s'ha aconseguit mitjançant mecanismes amb molles. Cada molla extensora està connectada a un cos sòlid connectat al seu torn a un actuador (figura 3.8).

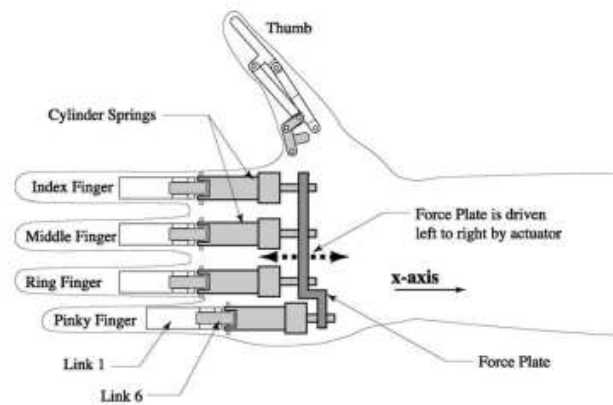


Fig. 6. Cylinder spring adaptive grasp system.

Figura 3.8. Esquema complet dels components de la TBM Hand. Font: Dechev, Cleghorn, Naumann, 2001

### 3.1.2.2. AstoHand v2

Es tracta d'una mà de baix cost per amputats transradials en països en vies de desenvolupament. Basada en control mioelèctric i impressió 3D, és lleugera, de bona aparença i fàcil de manufacturar. Està dissenyada a Indonèsia així que s'ha agafat la mida mitjana de les mans del lloc. Té set patrons que es poden seleccionar prement un interruptor tàctil al dors de la mà, encenen un LED RGB indicador.

S'ha escollit una mà amb 5 GL, a diferència del 6 GL que solen ser habituals (5 per la flexió dels dits més un altre per la rotació del polze), per tal de reduir els costos de fabricació i amb un total de 10 unions, dues per a cada dit. Així doncs, els quatre dits llargs que haurien de presentar les tres falanges, tenen l'última falange unida a la segona amb una inclinació de 15°. Les dues unions presents (MCP i PIP) poden rotar dels 0° als 90°.

S'ha dissenyat de tal manera que tots els components mecatrònics càpiguen dins la mà, alhora mantenint l'aparença d'una mà humana; les bateries es col·locaran al braç de la pròtesi.

El mecanisme dels dits es basa en el tipus tendó-molla. Per a la flexió, un actuador lineal estira el cable, i per a l'extensió, l'actuador destensa el fil i les molles fan que recuperi la posició inicial.

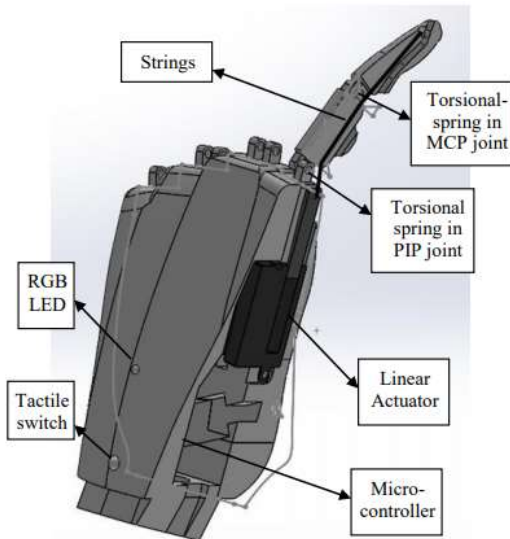


Figura 3.9 Esquema de la mà amb els components de la pròtesis Astro Hand. Font: Ariyanto, 2017.

El model s'ha realitzat amb impressió 3D usant resina ABS, la massa és de 430 g, per sota del 500 g que s'ha considerat que hauria de ser una mà prostètica. Té una bateria de ió-liti de 2600 mAh de capacitat que li permet unes 9 hores d'autonomia, amb un cost total de 750\$ exceptuant els sensors EMG. El temps que es necessita per anar de l'extensió total a la flexió completa del dit és d'un segon i la força màxima és de 18 N.

Per als sensors EMG s'ha escollit els de baix cost de tres cables EMG sensor v3 de Advancer Technologies. S'han escollit els actuadors lineals Firgelli segons el mecanisme de no retorn que permet a l'actuador mantenir l'aplicació de la força sense continuar consumint corrent.

### 3.1.2.3. TactHand

Es tracta d'un model realitzat per la universitat d'Illinois. Presenta 6 GL, els 5 de flexió més el d'oposició del polze accionats per 5 motors rotatoris amb un sistema de fil-tendó i un



Figura 3.10 Pròtesis Tact Hand i funcionament dels dits amb el mecanisme de barres i fils. Font: Slade, 2015.

servomotor per accionar el gir del polze. La independència del moviment dels dits permet més opcions de patrons d'agafada en el cas de tenir un sistema de sensors EMG amb múltiples canals.

El cost total de fabricació es situa sota els 250 \$, dos ordres de magnitud per sota de les mans comercials. El mecanisme compost de quatre barres està dissenyat per tal d'obtenir una força major que el que oferiria un sistema exclusivament de tendó i les barres també es realitzen amb impressió 3D i així s'aconsegueix una massa considerablement reduïda de 350 g. La força realitzable per cada dit és de 4,21 N i té una velocitat de flexió de 249,8 °/s .

#### 3.1.2.4. AdaHand (OpenBionics)

Es tracta d'una pròtesi feta amb impressió 3D i amb 5 actuadors lineals PQ12 12V d'Actuonix. Inclou una placa base amb programari Arduino i està tot disponible a la seva web, fent la impressió, muntatge i posada en marxa possible per l'usuari mateix.

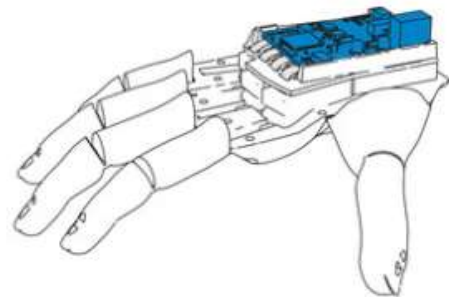


Figura 3.11 Pròtesi Ada Hand i esquema de l'esctructura. Font: [www.openbionics.com](http://www.openbionics.com)

Totes les instruccions i fitxer estan disponibles a la web però no disposa de certificat mèdic, no obstant això, pels residents al Regne Unit hi ha una nova versió que és la My Hero Arm que a l'hora d'obtenir-la et posen en contacte amb una clínica especialitzada en pròtesis.

Pel que fa a l'Ada Hand, el mecanisme de funcionament consisteix en cordes tendó disponibles a la botiga pròpia de la pàgina, que accionen les diferents parts del dit gràcies als actuadors. El microprocessador va col·locat al dors de la mà i mitjançant un sistema de

doble capa per on passen els cables dels motors, aquests queden travats assegurant-ne una bona connexió.

## **3.2. Components**

### **3.2.1. Motors**

Per tal de fer moure els dits de la mà, són necessaris motors de dimensions prou petites per entrar dins mateix del palmell i alhora que siguin prou potents per a subministrar la força necessària per a realitzar les tasques diàries, tot això mantenint el pes reduït.

Actualment al mercat existeixen poques opcions que compleixin aquests requisits, i pel posterior disseny de la mà s'ha seleccionat dos models ja emprats en pròtesis de gamma baixa.

#### **3.2.1.1. Actuador lineal Actuonix PQ12**

Es tracta d'un actuador lineal amb una massa de només 15 g i molt compacte (15 x 21,5 x 37,5mm). Té un potenciòmetre intern que permet retornar la posició de l'actuador per a poder ser controlada, però no té controladors interns o interruptors de límit de carrera.

Se li pot afegir una placa de control proporcionada juntament amb l'actuador que permet controlar la velocitat, la sensibilitat, la posició i ajustar els límits del recorregut.



Aquests són els utilitzats en mans bioniques com la d'Openbionics i t l'Astro Hand.



#### PQ12 Specifications

| Gearing Option           | 30:1                      | 63:1        | 100:1       |
|--------------------------|---------------------------|-------------|-------------|
| Peak Power Point         | 15N@15mm/s                | 30N @ 8mm/s | 40N @ 6mm/s |
| Peak Efficiency Point    | 8N @ 20mm/s               | 12N@12mm/s  | 20N @ 8mm/s |
| Max Speed (no load)      | 28mm/s                    | 15mm/s      | 10mm/s      |
| Max Force (lifted)       | 18N                       | 45N         | 50N         |
| Max Side Load            | 5N                        | 10N         | 10N         |
| Back Drive Force         | 9N                        | 25N         | 35N         |
| Stroke                   | 20 mm                     |             |             |
| Input Voltage            | 6 or 12 VDC               |             |             |
| Stall Current            | 550mA @ 6V, 210mA @ 12V   |             |             |
| Mass                     | 15g                       |             |             |
| Operating Temperature    | -10°C to +50°C            |             |             |
| Positional Repeatability | ±0.1mm                    |             |             |
| Mechanical Backlash      | 0.25 mm                   |             |             |
| Audible Noise            | 55dB @ 45cm               |             |             |
| Ingress Protection       | IP-54                     |             |             |
| Feedback Potentiometer   | 5kΩ±50%                   |             |             |
| Limit Switches           | Max. Current Leakage: 8uA |             |             |
| Maximum Duty Cycle       | 20%                       |             |             |

Figura 3.12 Actuador lineal Actuonix PQ12 i taula d'especificacions. Font: [www.actuonix.com](http://www.actuonix.com)

És l'únic actuador lineal de mida reduïda disponible al mercat, i el cost unitari és de 70 \$, i s'ha escollit l'opció de 63:1 ja que és una solució de compromís entre velocitat i potència.

#### 3.2.1.2. Servo Motor Tower Pro SG90

És un motor de dimensions molt petites, usat sovint en aplicacions d'aeromodelisme, petits braços robòtics i en general en projectes que requereixin poc parell mecànic i poca massa.



Pot girar 180° , 90° per cada banda, i ofereix la possibilitat de treballar amb diverses plataformes de desenvolupament com són Arduino, Raspberry Pi i en general amb qualsevol tipus de microcontrolador.

Treballa amb un voltatge de 5 V i corrent 220 mA, la velocitat és de 0,1 s /60° , el parell en repòs és de 18 N/cm i té una massa de 9 g.

Figura 3.13 Micro Servomotor SG90. Font: [www.jaycar.com](http://www.jaycar.com)

### 3.2.2. Sensors

En el cas present, ens centrarem en la captació de senyals mitjançant mètodes no invasius, ja que es tracta d'una pròtesi de baix cost, i els altres mètodes suposen una intervenció quirúrgica que no es contempla en el cas d'estudi.

De mètodes no invasius el principal és el que utilitza senyals electromiogràfics. És un biosenyal elèctric no invasiu que pot representar les activitats dels músculs a través dels senyals enviats per les neurones motores. Aquests senyals es capten mitjançant elèctrodes que tant poden ser col·locats subcutàniament com a la superfície de la pell. El control mioelèctric és vastament usat especialment per les pròtesis d'extremitats mitjançant l'extracció de la informació dels senyals EMG i avaluant l'estat de contracció dels músculs.

El procés de la contracció d'un múscul comença al cervell quan l'activitat neuronal del còrtex motor és transmesa al múscul en qüestió per les neurones motores. La innervació del múscul, és a dir l'acció dels nervis als músculs, provoca una alliberació d'ions de calci que crea un canvi de tensió al múscul. Aquest procés dona lloc a un canvi en el gradient electroquímic, una diferència de potencial detectada pel sensor EMG.

L'activitat electromiogràfica és mesurada en microvolts, i està linealment relacionada amb la quantitat de músculs contrets, és a dir, com més forta sigui la contracció més gran serà l'amplitud del voltatge mesurat. Però això no vol dir que no sigui capaç de detectar voltatges petits, moviments que podrien passar desapercebuts a simple vista.

Un gran control dels moviments de la mà requereix un elevat nombre de sensors EMG, ja que els músculs es troben superposats i els moviments són difícils de destriar. Per exemple, l'ús de 6 elèctrodes bipolars permetria reconèixer 10 moviments diferents, i també s'ha vist que 2 elèctrodes bipolars aconseguia reconèixer 6 moviments (Li, Schultz, Kuiken, 2010). Tot això resulta adient per a controlar mans amb alts nivells de destresa, però que col·locats a l'avantbraç resulten engavanyadors, compliquen el sistema i n'augmenten el cost, essent més propensos a fallades electromecàniques.

Per ordenar l'acció d'agafar resulta més intuïtiva utilitzar posicions d'agafada (com obrir i tancar) que no pas controlar la posició de cada dit individualment. S'ha demostrat també en diferents estudis que el cervell tampoc controla els dits per separat, així que per tal de simplificar-ne el funcionament per l'usuari, és preferible tenir un nombre reduït de patrons predefinits.

Es poden reconèixer uns 33 patrons de moviment diferents en les activitats diàries (Feix, Romero, Ek, Schmiedmayer, Kragic, 2013), però per exemple es redueixen a 10 en el cas de maquinistes i fins a 5 en feines de neteja (Bullock, Zheng, Rosa, Guertler, Dollar, 2013). Per tant, veient que en les activitats diàries s'utilitza un nombre relativament petit de gestos diferents, és raonable el disseny d'una mà amb pocs patrons predefinits.

Una possible opció pel que fa al control de la mà és disposar de tres senyals: obrir, tancar i “canvi” més un senyal per bloquejar el patró seleccionat, que podria ser dues vegades seguides el senyal “canvi” per exemple.

Hi ha diverses opcions pel que fa al tipus de sensors EMG, com són les bandes com la Myo dels laboratoris Thalmic Labs que permeten detectar fins a 5 senyals diferents però té 8 canals, cosa que la fa relativament voluminosa (actualment no disponible) o bé altres opcions com la BioSleeve i la BioVoly, però en ser una pròtesi de baix cost s'haurien de prioritzar opcions més assequibles, tant pel preu com per al funcionament.

Aquest és el cas del sensor MyoWare Muscle Sensor d'Advancer Technologies que ja està pensat per a la programació amb microcontroladors Arduino o Raspberry. Consta d'un sensor bipolar i una referència, que mesuren l'activitat elèctrica del múscul de manera filtrada i rectificadora. El voltatge de sortida es troba entre 0 i el voltatge de la font d'alimentació, el valor depèn de l'activitat del múscul en qüestió, i és de fàcil col·locació, ja que els elèctrodes es connecten directament al sensor sense necessitat de cables.



És possible detectar fins a tres gestos diferents en un mateix canal (obrir i tancar la mà, flexió i doble flexió del canell) i diferenciar-los del soroll i d'altres moviments del braç (Tavakoli, Benussi, Lourenco, 2017) monitoritzant el múscul *flexor digitorum* (figura 3.14).

Figura 3.14 Múscul *flexor digitorum* de la mà dreta. Font: [rad.washington.edu](http://rad.washington.edu)

### **3.2.3. Microcontrolador i bateria**

Seria possible fer la programació i control de la pròtesi mitjançant un microcontrolador com podria ser l'Arduino UNO per l'accessibilitat tant econòmica com informàtica. Alhora és escaient, ja que els dos tipus de motors escollits per al model són aptes per al funcionament amb aquest microcontrolador.

Tots dos components, microcontrolador i bateria, s'haurien de situar al canell de la pròtesi de tal manera que s'assegures l'estanquitat però alhora fos accessible el canvi o càrrega de la bateria. No s'ha aprofundit en aquest àmbit però, ja que no es farà la programació i control dels motors ni tampoc entrarà el disseny de l'estructura on aniran situats.

## 4. Disseny i realització del prototip

### 4.1. Especificacions

S'ha de tenir present en tot moment que la pròtesi no ha de perdre la seva funcionalitat, i que no ha de suposar un destorb, ja que llavors perdria tot el seu sentit. Per tant les prestacions que es consideraran que hauria de tenir la mà estaran orientades a prioritzar la facilitat i l'adaptabilitat per l'usuari i l'entorn.

Primer de tot, s'intentarà fer un disseny amb formes el més semblant a les humanes, per reduir l'estranyesa de la pròtesi, i que també posseeixi similituds amb la mà pel que fa al moviment i funcionament.

Tot i que la mà humana pesa més, la pròtesi no hauria de sobrepassar els 400 g, ja que a partir d'aquesta massa és considerada pels usuaris feixuga i una molèstia. Això es deu al fet que la pròtesi es fixarà a l'extrem de l'extremitat romanent, i en lloc d'estar unida per l'os estarà subjectada per la pell.

La simplicitat de funcionament, si aporta robustesa al dispositiu, és preferible a una pròtesi amb més prestacions però que o bé sigui de difícil ús o amb nombroses fallades en el funcionament. Per tant, ja que s'ha escollit un sensor que permetés reconèixer tres senyals, incloent-hi el de canvi, una possibilitat seria tenir quatre o cinc patrons predefinits. Aquests podrien ser empunyadura, pinça de dos dits, pinça de tres dits, pinça lateral i índex-punter (figura 3.2), però la programació i funcionament d'aquests no es contempla en l'abast d'aquest projecte.

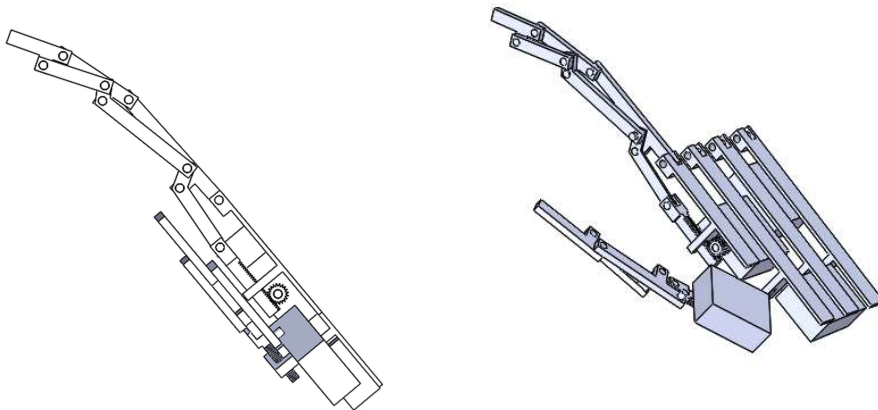
A més a més, ha de tenir un muntatge relativament fàcil i realitzable sense necessitat d'eines addicionals, ja que l'objectiu és que no es requereixi cap coneixement previ.

Finalment, l'autonomia de la mà hauria de ser d'un dia o bé que fos possible un canvi fàcil de la bateria, i també es buscarà el fàcil recanvi de peces malmeses. Pel que fa a la velocitat de tancada, es considerarà acceptable que la flexió completa del dit no superi els 2,5 segons.

## 4.2. Disseny

El repte a l'hora de dissenyar tota una mà robòtica rau al correcte disseny de cada dit individualment, ja que a grans trets, la funcionalitat de la mà es deu al moviment dels dits. En el moment de dissenyar mans robòtiques se sol optar per limitar la unió dels artells a un grau de llibertat, suprimint el corresponent a l'adducció, quedant així amb un total de 3 GL, els corresponents a la flexió. En el model aquí descrit s'ha reduït a 1 GL el moviment de cada un dels dits llargs, que serà l'accionat per l'actuator lineal.

Una de les qualitats més importants en la funcionalitat de la mà és deguda al polze oposable, moviment permès gràcies a l'os trapezi on a la unió carp-metacarp permet la rotació, el lliscament, la translació i moviments pivotants. És per això que cap de les mans existents poden emular completament el moviment natural del polze amb unions mecàniques tradicionals. Així doncs, es decanta per l'opció de 2 GL corresponents a la flexió i 1 GL de rotació respecte al palmell, conservant la funció d'oposició.



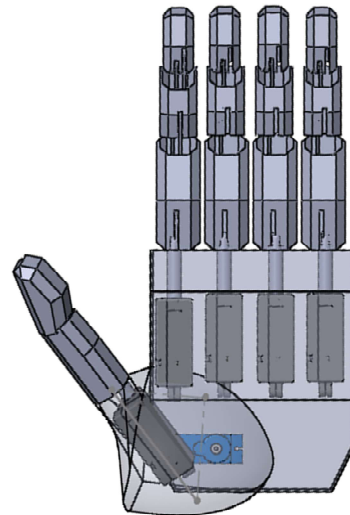
*Figura 4.1 Forma esquemàtica del mecanisme de la pròtesi. Font: pròpia.*

S'ha realitzat un primer disseny conceptual fet de barres per ajudar a visualitzar el mecanisme que tindrà el dit (figura 4.1). S'ha pensat en un primer moment d'utilitzar un sistema de cremallera pinyó per transmetre el moviment rotatori d'un servomotor al moviment rectilini que necessita el mecanisme, però ha estat desestimat per un actuator lineal que ja és prou petit i proporciona directament el moviment lineal. Així resulta una transmissió més natural i evita passos intermedis, com els dels engranatges, que podrien

originar fallades. A més a més, el motor lineal escollit pot transmetre més força en l'empunyadura.

El mecanisme està basat en l'utilitzat en la TBM Hand (figura 3,7), i com que no es disposa de les mides de les diferents barres, amb el mètode de prova i error s'han anat variant fins que el moviment curvilini del dit i la forma fossin semblants a les humanes. Les peces de referència han estat les tres superiors que imiten les tres falanges, i per a les mides s'han utilitzat les de Dreyfuss (figura 2.6) del quartil superior de dones i l'inferior d'homes, que són idèntics, per tal que el mateix disseny pugui servir sense ser gaire dispar per un rang més ampli d'usuaris.

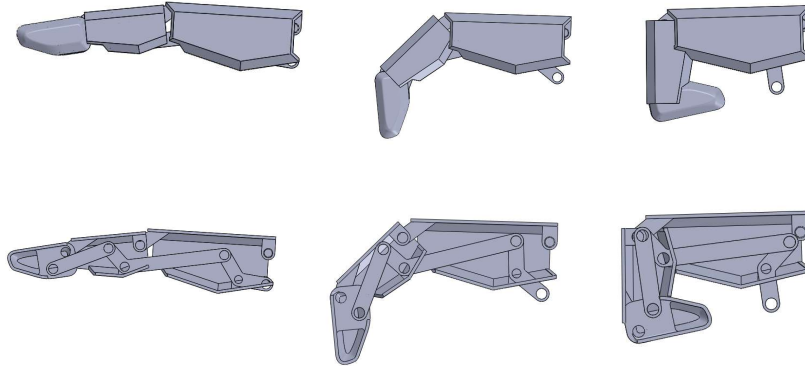
Un segon pas ha consistit a començar a afegir formes antropomòrfiques a l'esquema inicial i amb una primera distribució dels components la mà comença a prendre forma (figura 4.2).



*Figura 4.2 Esquema de la pròtesi amb formes més antropomòrfiques i amb els motors. Font: pròpia.*

Els quatre actuadors lineals que mouran els dits llargs tenen la mida adequada i pel que fa a l'espai ja es pot veure que no presentarà un gran problema, però s'ha cregut necessari ampliar les mides inicials del palmell, ja que era just l'espai per als actuadors. En canvi, l'articulació del dit gros amb el palmell ha d'incloure en un espai reduït l'actuador lineal i el polze, a part del mecanisme per permetre el moviment rotatori.

Pel que fa a els dits llargs, a la figura 4.3 es pot veure l'esquema de funcionament del dit amb les formes ja perfilades, i tot i que encara no és el disseny final del prototip, ja presenta la forma antropomòrfica desitjada.



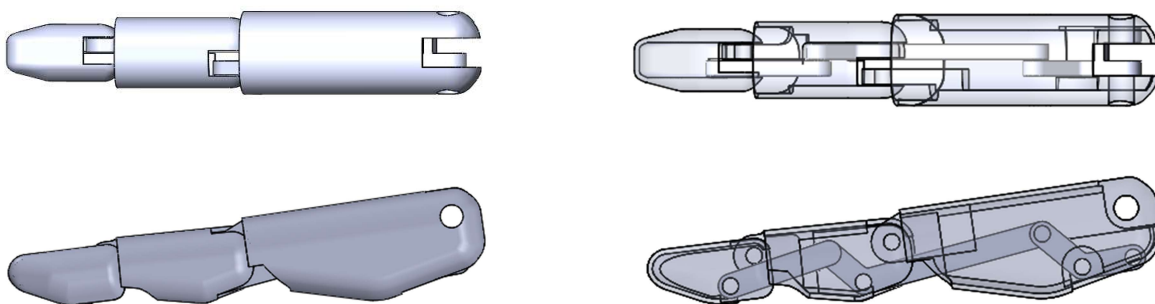
*Figura 4.3 Funcionament del dit en flexionar. Font: pròpia.*

Una altra característica del disseny és que, començant per la punta, cada falange és lleugerament més grossa que l'anterior, de tal manera que en flexionar-se el dit, encaixi una dins l'altra permetent el moviment. Finalment s'ha decidit fer les peces les més tancades possibles, per tant, la primera falange només tindrà les ranures necessàries per permetre el moviment de les barres i les altres dues falanges, a més a més, tindran l'obertura per permetre la flexió.

El disseny exterior dels dits presenta simetria en l'eix longitudinal i cada dit té la part superior recta i la inferior corbada, imitant la panxa de cada falange i facilitant el moviment de les barres del mecanisme.

Les parets són d'1mm de gruix i les barres començaren essent d'1,5 mm però aquest gruix s'ha intentat augmentar per no fer un disseny tan fràgil.

Així el disseny final pels dits del primer prototip queda de la següent manera:



*Figura 4.4 Disseny final dels dits llargs. Font: pròpia.*

Amb una aparença exterior més arrodonida i parets d'1 mm i barres de 3 mm es dona el disseny dels dits llargs per acabat, ja que tots quatre presentaran el mateix model de dit. Pel



montatge i assemblatge de les diferents peces els pius són propis de les peces, és a dir, en una unió entre dues peces una d'elles tindrà el pui. S'ha ampliat uns mil·límetres les ranures per tal de facilitar les unions però l'eix s'ha fet de la mateixa mida que el forat, ja que no es disposava de la tolerància de la impressió, i d'aquesta manera si és necessari, es podrà augmentar el diàmetre del forat.

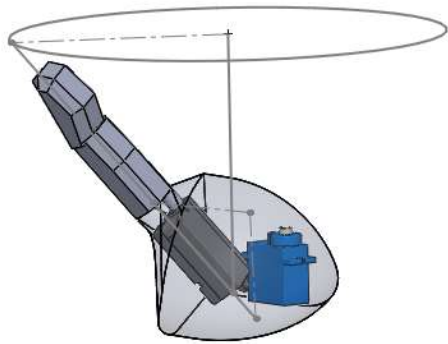


Figura 4.5 Esquema de funcionament del gir del polze. Font: pròpia.

El disseny del dit gros ha resultat més complicat degut a l'elevat nombre d'elements a integrar en poc espai.

Per l'esquema bàsic del dit, s'ha inclinat 35° l'eix del dit respecte l'eix de rotació, que ja és aproximadament la inclinació real que presenta a la mà. L'espai disponible pels motors no és suficient, així que serà necessària una unió més àmplia, però considerant també l'espai que

prendrà del palmell la peça en girar.

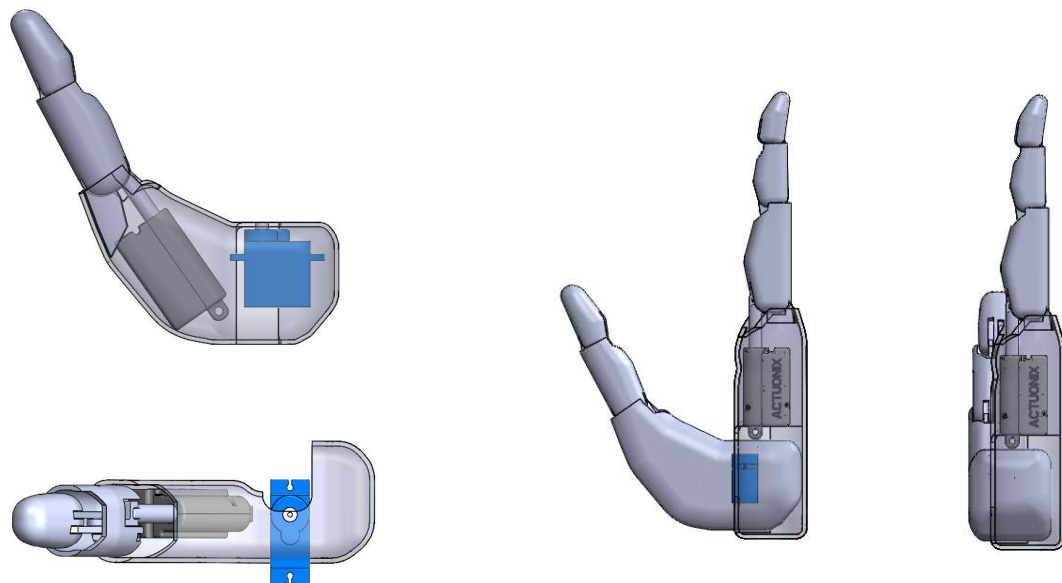
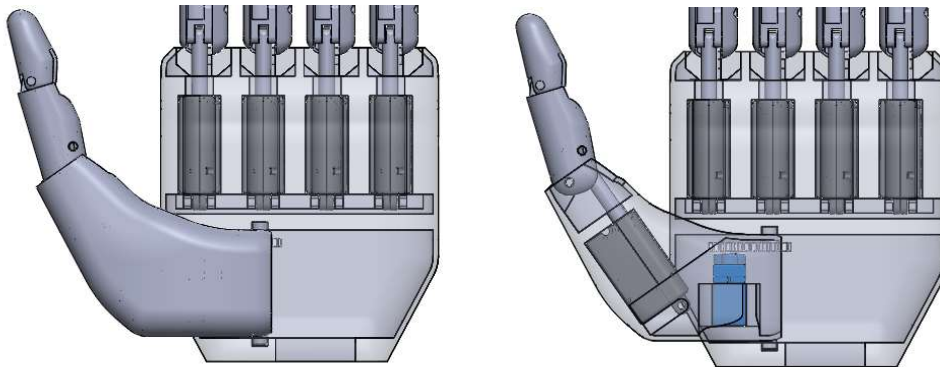


Figura 4.6 Segona etapa de disseny de la peça pel gir del polze on es mostren les dificultats en el disseny. Font: pròpia.

S'ha optat per un disseny més cilíndric a la part on se situarà el servo motor per tal que en totes les posicions escombrades per l'angle de 90° que es vol que pugui realitzar el dit gros no hi hagi interferències amb la peça del palmell. Aquest disseny, però, encara és tan sols un

pas entremig, ja que el servomotor no té l'espai necessari ni s'ha afegit com seria la unió amb el palmell. Aquesta unió es pensava fer en un primer moment amb el servomotor fix a la mà i per tant el polze havia de presentar una obertura per tal que pogués rotar al voltant del motor.

Finalment s'ha escollit de l'opció de fer el servomotor fix al polze i de manera que giri juntament amb aquest.

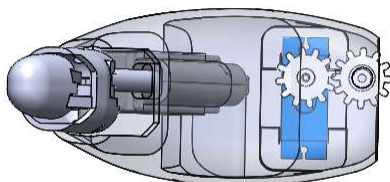


*Figura 4.7 Disseny definitiu de la peça de gir del polze. Font: pròpia.*

L'eix de rotació se situarà en l'engranatge fix a la mà i l'engranatge del servomotor girarà entorn aquest, fent moure així el polze. Formarà part de la carcassa del polze i serà alhora la unió del dit amb la mà, i per poder permetre el moviment hi haurà d'haver una obertura, la necessària per a l'engranatge.

Augmentant lleugerament les dimensions de la unió i modificant la forma s'ha pogut col·locar correctament ambdós motors sense perdre la forma humana que es desitja pel disseny.

Els dos engranatges també s'han dissenyat en 3D amb SolidWorks per aquest prototip mitjançant equacions paramètriques, tot i que possiblement seria preferible, segons el mètode d'impressió, utilitzar engranatges comercials.



*Figura 4.8 Vista superior del polze mostrant els engranatges de la unió. Font: pròpia*

S'han realitzat seguint el tutorial del professor Yang Cao de la Universitat British Columbia on explica la confecció d'engranatges amb SolidWorks tenint en compte les característiques de les dents, com són

l'addendum, el dedendum i els diferents diàmetres de l'engranatge.

Per tal que dues rodes engranin han de tenir el mateix mòdul i s'ha escollit un mòdul de 0,8 pels engranatges, tenint la roda fixa un diàmetre primitiu de 16 mm i 20 dents i l'engranatge del servomotor un diàmetre primitiu de 12,8 mm i 16 dents. Simplement s'ha escollit un nombre major de dents per a la roda fixada al palmell.

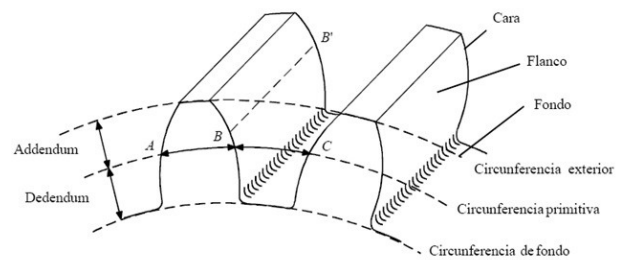


Figura 5.10. Nomenclatura de los engranajes.

Figura 4.9 Esquema d'un engranatge. Font: [www.wikipedia.org](http://www.wikipedia.org)

Finalment només falta l'adequació de les peces per al muntatge. La peça de l'engranatge fix s'ha modificat per tal de poder-la unir al palmell de la mà amb dos visos. Com que només és necessària una quarta part de la roda dentada per al moviment, només s'ha conservat aquesta porció podent fer servir la resta per a la unió amb el palmell i facilitant el gir de la peça del polze.

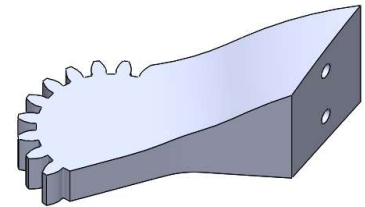


Figura 4.10 Engranatge fix. Font: pròpia.

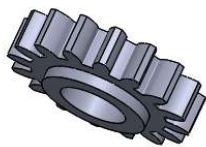


Figura 4.11 Engranatge servomotor. Font: pròpia.

L'engranatge que s'unirà al servomotor s'ha adaptat de manera que encaixi amb les mides de l'eix del motor. El forat per a la unió amb el vis serà fet a posteriori, ja que el mateix vis ve proporcionat amb el servomotor i es vol garantir una correcta subjecció.

S'ha separat la part del polze que serveix de carcassa pels motors en dues parts per tal de poder fixar aquests amb comoditat. L'actuador lineal anirà col·locat en un forat de les mateixes dimensions, assimilant un motlle, amb una obertura per la barra,

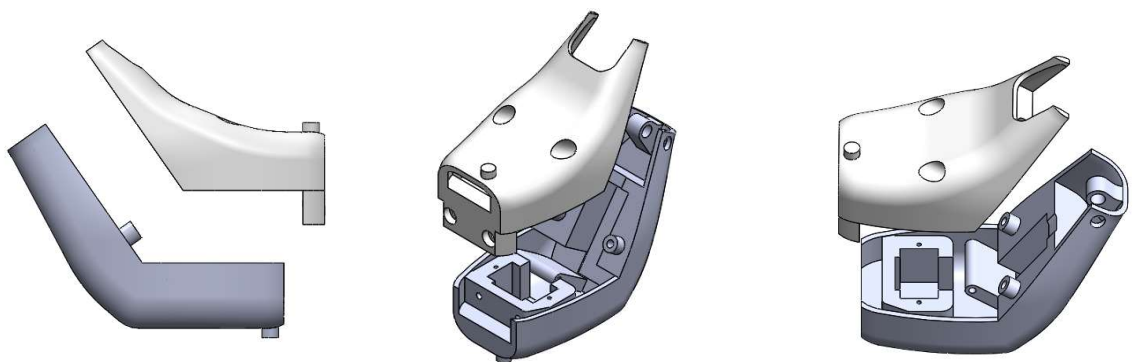
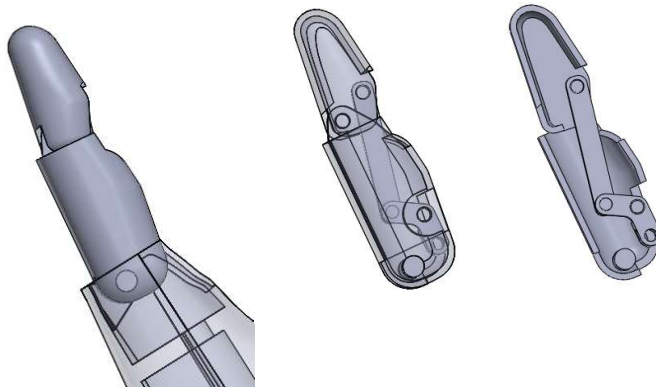


Figura 4.12 Peces que conformen el gir del polze. Font: pròpia.

a més a més, també es collarà per l'extrem posterior amb un vis. El servomotor anirà encaixat i fixat pels laterals per on ja té els dos forats per a la subjecció.

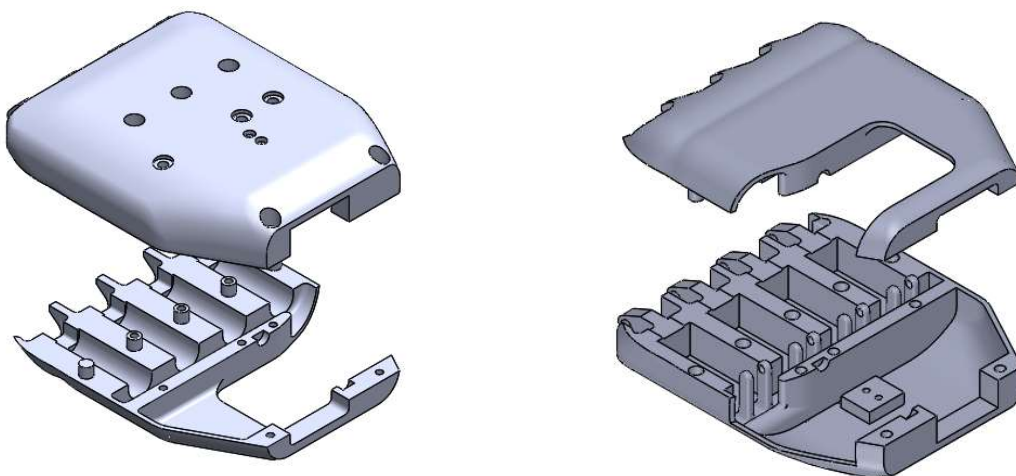
Les dues parts que conformaran la peça de gir del polze s'uniran per quatre punts: dos a la part superior als dos laterals de l'actuador i dos a la part final, amb la paret de subjecció del servomotor. En aquesta mateixa cara presenta una ranura per a l'engranatge i per als cables dels dos motors.

Les dues falanges del polze presenten el mateix tipus de mecanisme que els altres dits però formades per 4 peces en lloc de les 6 que tenen els dits llargs. També com els altres quatre dits estarà unit amb un passador en aquest cas a la peça de gir del polze.



*Figura 4.13 Esquema del mecanisme intern del polze i passador. Font: pròpia.*

El palmell estarà també separat en dues parts, el dors i el revés. L'engranatge anirà fixat al dors així com els quatre actuadors, col·locats en paral·lel i subjectats de forma similar a l'actuador del polze.



*Figura 4.14 Dors i revés del palmell. Font: pròpia.*

Les dues parts s'uniran per 8 punts amb visos per garantir que la mà romanguí tancada. Separant el palmell en dues parts, a part de permetre el muntatge dels actuadors facilita el muntatge de l'eix de gir del polze. Els quatre dits llargs també aniran units amb passadors al palmell.

Finalment, tot i que no s'ha contemplat la realització del canell en l'abast d'aquest projecte, s'ha realitzat l'obertura necessària per passar tots els cables fins al microcontrolador i la bateria que se situarien al canell i avantbraç de la pròtesi.

En totes les unions amb visos del model s'ha deixat un forat de  $d_1 > d$  a la part superior, essent  $d$  el diàmetre nominal del vis, i un de  $d_2 < d$  a la inferior, com es mostra al dibuix de la figura 4.14. A més a més, a la part superior s'ha deixat un espai per a la cabota del vis de manera que no sobresurti de la superfície de la peça.

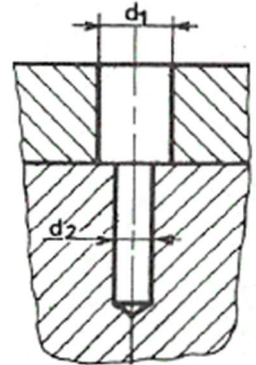


Figura 4.15 Esquema del forat per a la col·locació d'un vis.  
Font: Chevalier, 2000.

El disseny final de totes les peces és el següent:

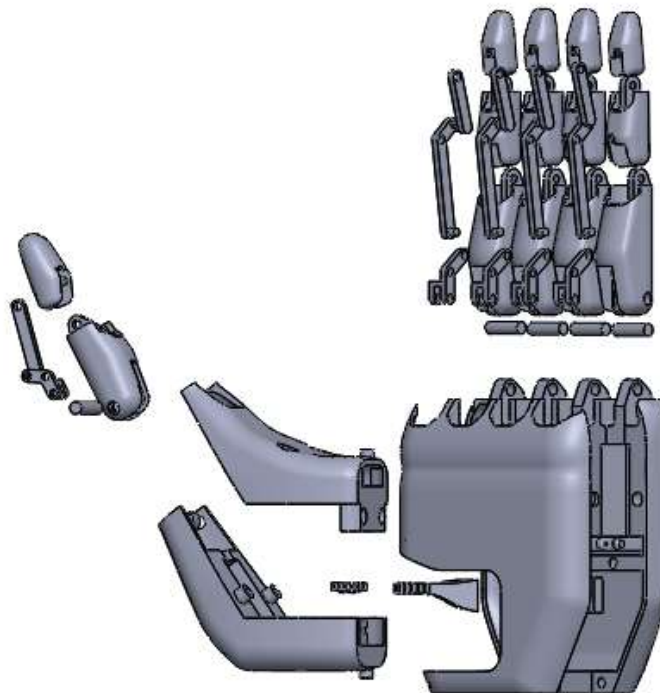


Figura 4.16 Vista en explosió de totes les parts que conformen la pròtesi. Font: pròpia.

### 4.3. Càlculs

#### 4.3.1. Equacions d'enllaç

Es parteix d'una versió esquemàtica del mecanisme d'un dit de la pròtesi. Cada dit tindrà un grau de llibertat, com es comprova a continuació mitjançant el criteri de Grübler considerant l'estudi en el pla. Per tant es comptarà cada element amb 3 graus de llibertat inicials i se li restaran els graus restringits per unions de classe I (restringint 2 graus de llibertat) i per unions de classe II (restringint 1 grau de llibertat).

$$GL = 3 \cdot (n - 1) - 2 \cdot P_I - P_{II}$$

Essent  $n = 7$ , les 6 barres i el terra,  $P_I = 8$ , les articulacions entre barres i  $P_{II} = 1$ , l'articulació unida a l'actuador ( $s$ ) que restringeix sols el moviment vertical, s'obté 1 grau de llibertat, que serà el controlat per l'actuador.

Les equacions d'enllaç s'obtingran a partir de la condició de tancament dels tres llaços que conformen el dit.

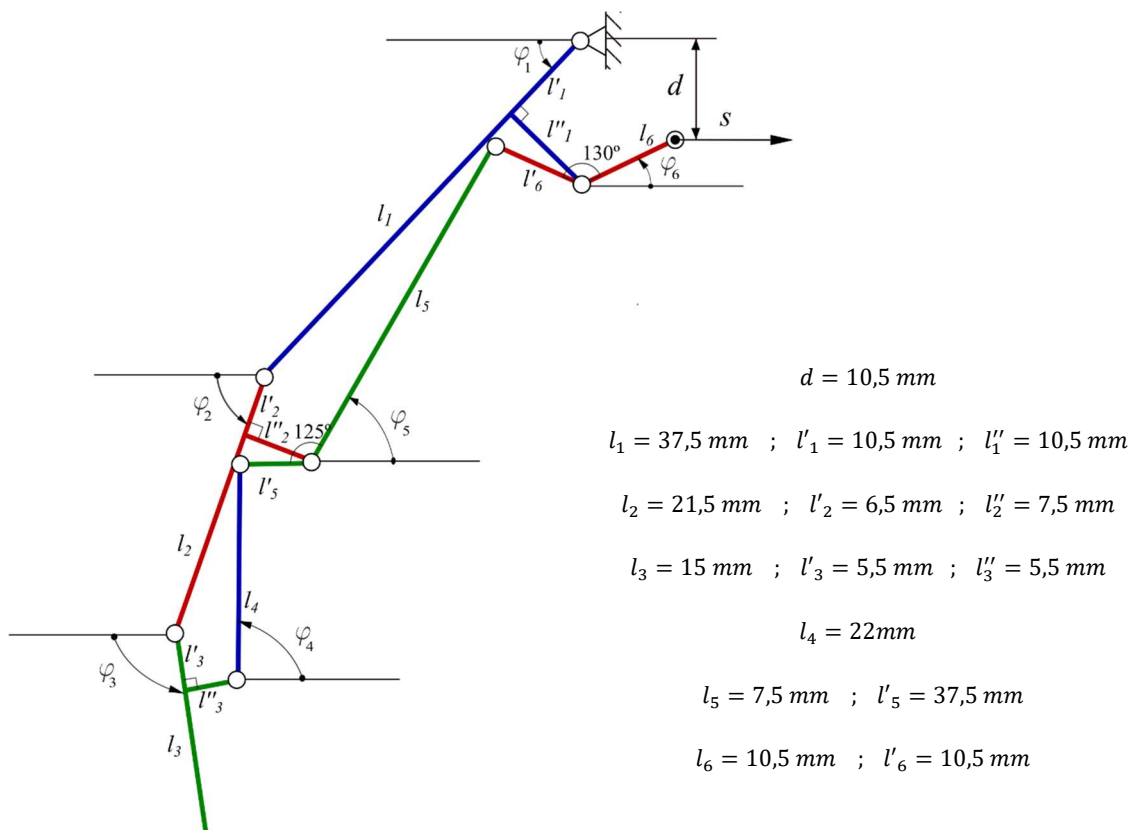


Figura 4.17 Esquema del mecanisme de barres del dit llarg. Font: pròpia.



$$\begin{cases} s + l'_1 \cdot \cos\varphi_1 - l''_1 \cdot \sin\varphi_1 - l_6 \cdot \cos\varphi_6 = 0 \\ l'_1 \cdot \sin\varphi_1 + l''_1 \cdot \cos\varphi_1 - l_6 \cdot \sin\varphi_6 - d = 0 \\ l''_1 \cdot \sin\varphi_1 + l_1 \cdot \cos\varphi_1 - l'_2 \cdot \cos\varphi_2 - l''_2 \cdot \sin\varphi_2 - l_5 \cdot \cos\varphi_5 + l'_6 \cdot \cos(130 + \varphi_6) = 0 \\ l_1 \cdot \sin\varphi_1 + l'_2 \cdot \sin\varphi_2 + l''_2 \cdot \cos\varphi_2 - l_5 \cdot \sin\varphi_5 + l'_6 \cdot \sin(130 + \varphi_6) - l''_1 \cdot \cos\varphi_1 = 0 \\ l_2 \cdot \cos\varphi_2 + l'_3 \cdot \cos\varphi_3 - l''_3 \cdot \sin\varphi_3 - l_4 \cdot \cos\varphi_4 - l'_5 \cdot \cos(125 + \varphi_5) + l''_2 \cdot \sin\varphi_2 = 0 \\ l_2 \cdot \sin\varphi_2 + l'_3 \cdot \sin\varphi_3 - l''_3 \cdot \cos\varphi_3 - l_4 \cdot \sin\varphi_4 - l'_5 \cdot \sin(125 + \varphi_5) - l''_2 \cdot \cos\varphi_2 = 0 \end{cases}$$

Essent  $s$  la variable independent i  $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, \varphi_4, \varphi_5, \varphi_6$  les variables dependents.

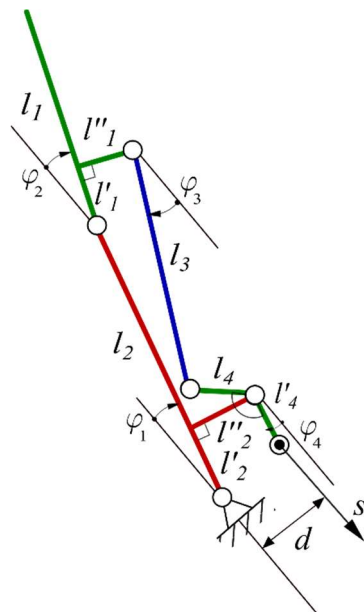
A partir de les equacions d'enllaç, s'obtenen els diferents valors dels angles per cada increment d' $s$ , 2 mm en aquest cas.

| $s$ (mm) | 0      | 2     | 4     | 6     | 8     | 10    | 12    | 14    | 16    | 18    | 20    |
|----------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Fi 1 (°) | 0      | 10,79 | 20,99 | 30,32 | 38,83 | 46,70 | 54,14 | 61,39 | 68,69 | 76,36 | 84,96 |
| Fi 2 (°) | 0,7864 | 12,96 | 27,12 | 42,60 | 58,90 | 75,70 | 92,86 | 110,4 | 128,6 | 148,2 | 171,1 |
| Fi 3 (°) | 3,991  | 17,43 | 35,32 | 56,71 | 80,67 | 106,4 | 133,3 | 161,0 | 189,8 | 220,7 | 256,6 |
| Fi 4 (°) | 10,91  | 23,60 | 39,23 | 56,83 | 75,51 | 94,46 | 113,1 | 131,0 | 148,1 | 164,6 | 181,0 |
| Fi 5 (°) | 7,866  | 19,08 | 30,42 | 41,37 | 51,59 | 60,92 | 69,26 | 76,58 | 82,85 | 88,01 | 91,88 |
| Fi 6 (°) | 0      | 9,763 | 16,97 | 21,59 | 23,95 | 24,43 | 23,34 | 20,90 | 17,16 | 11,98 | 4,817 |

Taula 4.1 Angle en graus de cada angle en funció del desplaçament " $s$ " de l'actuator. Font: pròpia.

Així doncs, l'angle del dit tancat respecte la mà ( $\varphi_1$ ) serà de 84,96°.

L'esquema del dit gros de forma anàloga queda de la següent manera:



$$d = 7,5 \text{ mm}$$

$$l_1 = 23 \text{ mm} ; l'_1 = 5 \text{ mm} ; l''_1 = 7 \text{ mm}$$

$$l_2 = 28 \text{ mm} ; l'_2 = 10 \text{ mm} ; l''_2 = 7,5 \text{ mm}$$

$$l_3 = 29 \text{ mm}$$

$$l_4 = 10 \text{ mm} ; l'_4 = 10 \text{ mm} ; \alpha_4 = 120^\circ$$

Figura 4.18 Esquema del mecanisme de barres del dit gros. Font: pròpia.

$$\begin{cases} s + l'_2 \cdot \cos\varphi_1 - l''_2 \cdot \sin\varphi_1 - l'_4 \cdot \cos\varphi_4 = 0 \\ l''_2 \cdot \cos\varphi_1 + l'_2 \cdot \sin\varphi_1 - l'_4 \cdot \sin\varphi_4 - d = 0 \\ l''_2 \cdot \sin\varphi_1 + l_2 \cdot \cos\varphi_1 + l'_1 \cdot \cos\varphi_2 - l''_1 \cdot \sin\varphi_2 - l_3 \cdot \cos\varphi_3 + l'_4 \cdot \cos(120 + \varphi_4) = 0 \\ l_2 \cdot \sin\varphi_1 + l'_1 \cdot \sin\varphi_2 + l''_1 \cdot \cos\varphi_2 - l_3 \cdot \sin\varphi_3 + l'_4 \cdot \sin(120 + \varphi_4) - l''_2 \cdot \cos\varphi_1 = 0 \end{cases}$$

| <i>s</i> (mm)   | 0     | 2     | 4     | 6     | 8     | 10     | 12    | 14    | 16    | 18    | 20     |
|-----------------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|
| <i>Fi 1</i> (°) | 0     | 15,94 | 29,95 | 41,76 | 51,90 | 60,99  | 69,55 | 78,00 | 86,80 | 96,72 | 107,66 |
| <i>Fi 2</i> (°) | 1,749 | 20,67 | 42,43 | 64,50 | 85,85 | 106,33 | 126,3 | 146,2 | 167,4 | 193,3 | 225,6  |
| <i>Fi 3</i> (°) | 16,65 | 33,38 | 49,24 | 62,92 | 74,19 | 83,22  | 90,29 | 95,60 | 99,22 | 100,6 | 100,0  |
| <i>Fi 4</i> (°) | 0     | 14,23 | 23,52 | 28,34 | 29,98 | 29,22  | 26,68 | 22,59 | 16,87 | 8,94  | 0      |

Taula 4.2 Angle en graus de cada angle en funció del desplaçament "*s*" de l'actuator. Font: pròpia.

Les equacions han estat comprovades posteriorment amb el disseny en SolidWorks per verificar els angles.

#### 4.3.2. Força dit

Per tal de calcular la força que farà el dit a la punta, s'ha emprat el teorema dels treballs virtuals, que permet l'anàlisi d'un mecanisme de manera selectiva sense necessitat de plantejar un elevat nombre d'equacions, associant les forces a un desplaçament virtual. Es formula de la següent manera:

$$F_s \cdot \Delta s = F_{punta} \cdot \Delta(\text{posició punta})$$

Per tal de determinar el desplaçament de la punta del dit, s'utilitzaran els angles trobats anteriorment per cada increment de *s* de manera que la posició de la punta del dit en cada moment per als dits llargs és la següent (prenent com a origen de coordenades el punt fix):

$$x = (l_1 + l'_1) \cdot \cos\varphi_1 + (l_2 + l'_2) \cdot \cos\varphi_2 + (l_3 + l'_3) \cdot \cos\varphi_3$$

$$y = (l_1 + l'_1) \cdot \sin\varphi_1 + (l_2 + l'_2) \cdot \sin\varphi_2 + (l_3 + l'_3) \cdot \sin\varphi_3$$



Essent:

$$\Delta(\text{posició punta}) = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2}$$

Aproximant el desplaçament a una recta.

Representant els punts obtinguts es comprova que el dit segueix la trajectòria esperada.

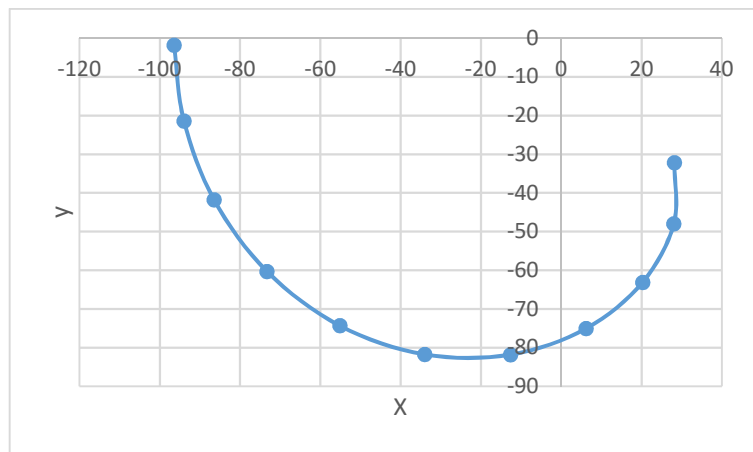


Figura 4.19 Trajectòria seguida per la punta del dit en el moviment de flexió. Font: pròpia.

| $\Delta s$ | $\Delta x$ | $\Delta y$ | Desplaçament | Força Actuator | Força punta dit |
|------------|------------|------------|--------------|----------------|-----------------|
| 2          | 2,451      | -19,59     | 19,74        | 45             | 4,556           |
| 2          | 7,532      | -20,39     | 21,74        |                | 4,138           |
| 2          | 13,16      | -18,51     | 22,71        |                | 3,961           |
| 2          | 18,11      | -13,98     | 22,88        |                | 3,932           |
| 2          | 21,12      | -7,431     | 22,39        |                | 4,019           |
| 2          | 21,38      | -0,0599    | 21,38        |                | 4,207           |
| 2          | 18,83      | 6,732      | 20,00        |                | 4,499           |
| 2          | 14,08      | 11,97      | 18,48        |                | 4,869           |
| 2          | 7,787      | 15,07      | 16,97        |                | 5,303           |
| 2          | 0,1496     | 15,79      | 15,80        |                | 5,696           |

S'obté una força mitjana de 4,50 N.

Anàlogament pel polze:

$$x = (l_2 + l'_2) \cdot \cos\varphi_1 + (l_1 + l'_1) \cdot \cos\varphi_2$$

$$y = (l_2 + l'_2) \cdot \sin\varphi_1 + (l_1 + l'_1) \cdot \sin\varphi_2$$

| $\Delta s$ | $\Delta x$ | $\Delta y$ | Desplaçament | Força Actuador | Força punta dit |
|------------|------------|------------|--------------|----------------|-----------------|
| 2          | 3,250      | -19,46     | 19,73        | 45             | 4,560           |
| 2          | 9,144      | -17,54     | 19,78        |                | 4,549           |
| 2          | 13,19      | -12,71     | 18,32        |                | 4,912           |
| 2          | 14,92      | -7,249     | 16,59        |                | 5,423           |
| 2          | 14,92      | -2,274     | 15,09        |                | 5,962           |
| 2          | 13,83      | 1,920      | 13,96        |                | 6,443           |
| 2          | 12,09      | 5,455      | 13,26        |                | 6,783           |
| 2          | 9,834      | 8,709      | 13,13        |                | 6,850           |
| 2          | 6,480      | 12,72      | 14,28        |                | 6,301           |
| 2          | -0,5693    | 15,08      | 15,09        |                | 5,962           |

Obtenint una força mitjana de 5,77 N.

#### 4.3.3. Temps obertura/tancada completa

Per tal de calcular el temps que tardarà la mà a tancar-se completament, es calcularà directament el temps que tardarà l'actuador a fer tot el recorregut, ja que els 20 mm de trajecte del motor escollit es corresponen amb la posició final.

Si l'actuador escollit té una velocitat màxima sense càrrega de 15 mm/s i en el punt de màxima potència de 8 mm/s, el temps que tardarà la mà a tancar-se serà d'entre 1,33 i 2,5 segons.

$$temps = \frac{recorregut}{velocitat}$$

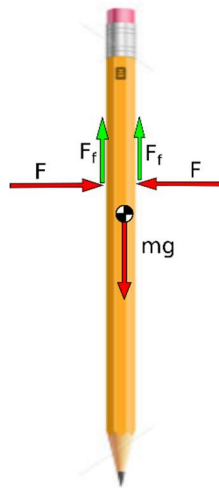
#### 4.3.4. Agafada d'objectes

Per tal de veure la funcionalitat de la mà, es contemplaran dos possibles casos: pinça de dos dits i agafar un objecte amb tota la mà.

En ambdós casos es realitzarà un estudi de les forces que hi intervenen per tal de determinar el coeficient de fregament estàtic mínim que hauria de tenir la mà.

##### 4.3.4.1. Pinça de dos dits

Primerament suposem el cas que podria donar-se en agafar un llapis o objecte similar on només s'efectuaria l'agafada amb dos dits.



La força  $F$  realitzada per cada dit serà la mateixa i existint una normal a la superfície tal que  $N=F$ , la força de fregament  $F_f$  serà la força de fregament estàtic  $F_f = \mu_s N$ .

$$\sum F_H = 0 ; F - F = 0$$

$$\sum F_V = 0 ; 2 \cdot \mu_s N - mg = 0$$

Per tant si un llapis té una massa d'uns 5g, el coeficient mínim  $\mu_s$  necessari serà  $\mu_s \geq 0,0005$ .

#### 4.3.4.2. Agafada de l'objecte amb la mà sencera

Com a exemple d'aquest cas es prendrà l'agafada d'una llauna de refresc. En aquesta situació tindrem per un costat la força realitzada pels quatre dits ( $F_a, F_b, F_c$ ) que seran les incògnites i per l'altre, la força del polze ( $F_d$ ) és coneguda i els quatre angles ( $\alpha, \beta, \gamma, \delta$ ) vénen determinats per la geometria de la mà.

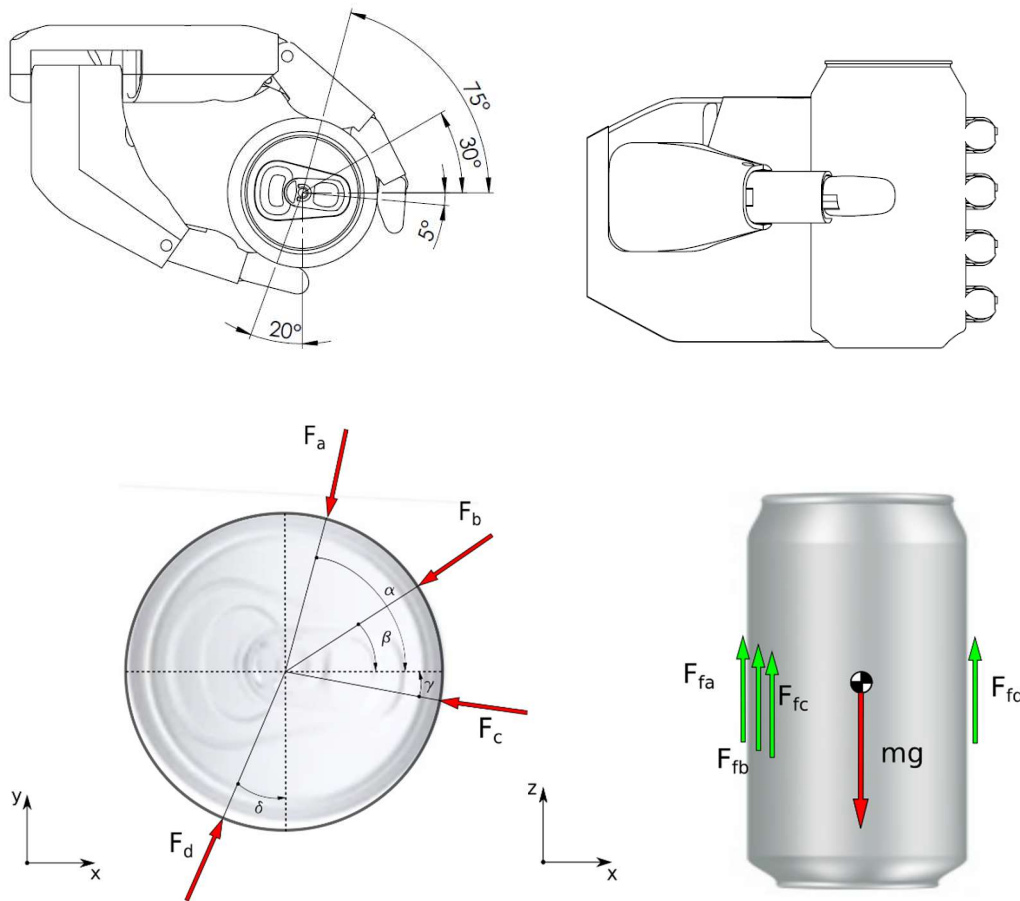


Figura 4.20 Distribució i esquema de forces en la subjecció d'una llauna de refresc. Font: pròpia.

Es considerarà  $F_c$  negligible respecte les altres forces, i per tant queda el sistema d'equacions següent:

$$\sum F_x = 0 ; F_d \cdot \sin(\delta) - F_a \cdot \cos(\alpha) - F_b \cdot \cos(\beta) = 0$$

$$\sum F_y = 0 ; F_d \cdot \cos(\delta) - F_a \sin(\alpha) - F_b \cdot \sin(\beta) = 0$$

$$\sum F_z = 0 ; N_a \cdot \mu_s + N_b \cdot \mu_s + N_d \cdot \mu_s - mg = 0$$

Essent  $F_f = N \cdot \mu_s$  i  $N_a = F_a$  ;  $N_b = F_b$  ;  $N_d = F_d = 5,77 \text{ N}$  , suposant que la força exercida pel dit gros és la força mitjana que pot fer aquest i sabent que el pes d'una llauna de refresc és de 0,350 kg tenim que les forces són  $F_a = 5,24 \text{ N}$  ;  $F_b = 0,711 \text{ N}$  i  $\mu_s \geq 0,293$ .



Figura 4.21 Determinació experimental del coeficient de fregament estàtic. Font: pròpia.

Per tal de determinar coeficient de fregament existent entre dos materials, es pot fer experimentalment, essent  $\mu_s = \tan \theta$  , on  $\theta$  és l'angle d'inclinació del pla en el qual l'objecte comença a lliscar. Amb una llauna de refresc i una peça feta amb el mateix material que la pròtesi de la mà, fent la mitjana de diversos intents, s'ha trobat el coeficient de fregament estàtic següent:  $\mu_s = 0,3$  .

#### 4.4. Impressió en 3D i muntatge

S'han imprès les peces amb Sinteritzat Làser Selectiu (SLS), es tracta d'un procés de fabricació per addició en el qual s'escalfa i fusiona per capes una pols de niló amb un làser. És a dir, es fan objectes 3D mitjançant capes 2D. Això permet la fabricació de geometries complexes i detalls interiors que amb altres mètodes de producció no serien realitzables. També presenta l'avantatge respecte a altres tecnologies 3D com l'extrusió per fil que no requereix un suport a l'hora d'imprimir les parts sense base o amb inclinacions massa pronunciades.

La tecnologia SLS s'ha utilitzat durant anys com una eina de producció de prototips però amb l'aparició de nous materials s'ha convertit en un mètode escaient per a la fabricació de parts finals per a diferents aplicacions.

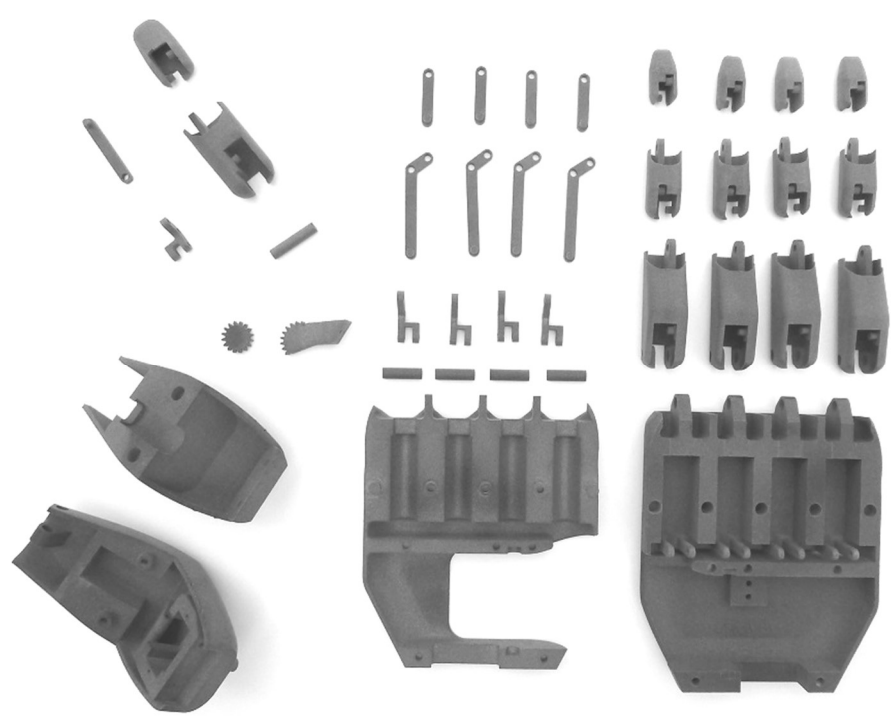
La fabricació per SLS sol ser amb materials basats en pols de niló (poliamida) a la que se li poden afegir vidre, carboni o alumini. La poliamida (PA 12) ofereix una alta resistència mecànica i tèrmica, una estabilitat a llarg termini i té bona resistència química a olis, greixos, i productes alcalins. Es pot fer resistent a l'aigua amb una impregnació i com que són fetes

a partir d'un gra molt fi, ofereixen una densitat més alta i menys porositat que les parts fetes a partir de sinteritzat làser.

| TYPICAL PHYSICAL PROPERTIES              |                      |                            |            |                        |           |
|--|----------------------|----------------------------|------------|------------------------|-----------|
| MECHANICAL PROPERTIES                    | TEST METHOD          | ENGLISH                    |            | METRIC                 |           |
|  |                      | XY AXIS                    | ZX AXIS    | XY AXIS                | ZX AXIS   |
| Color/Appearance                         | Visual               | Black                      |            | Black                  |           |
| Density                                  | DIN 53486            | 0.036 lb/in <sup>3</sup>   |            | 1.01 g/cm <sup>3</sup> |           |
| Elongation at Break                      | ASTM D638            | 20%                        | 15%        | 20%                    | 15%       |
| Flexural Strength                        | ASTM D790            | 9,425 psi                  | 10,150 psi | 65 MPa                 | 70 MPa    |
| Flexural Modulus                         | ASTM D790            | 251 ksi                    | 251 ksi    | 1,730 MPa              | 1,730 MPa |
| Heat Deflection Temp @66 psi (0.45 MPa)  | ASTM D648            | 347°F                      | 347°F      | 175°C                  | 175°C     |
| Heat Deflection Temp @264 psi (1.82 MPa) | ASTM D648            | 203°F                      | 223°F      | 95°C                   | 106°C     |
| Tensile Modulus                          | ASTM D638            | 247 ksi                    | 261 ksi    | 1,700 MPa              | 1,800 MPa |
| Tensile Strength                         | ASTM D638            | 6,960 psi                  | 6,960 psi  | 48 MPa                 | 48 MPa    |
| Izod Impact Strength (notched)           | ASTM D256            | 3.33 ft-lb/in <sup>2</sup> |            | 3.5 kJ/m <sup>2</sup>  |           |
| Surface Finish                           | Down-facing surfaces | 125-250 microinches        |            | 3-6 µm RA              |           |
| Volume Resistivity (22°C, 50%RH, 500V)   | ASTM D257-93         | —                          |            | —                      |           |

Taula 4.3 Propietats físiques de la PA 12. Font: <https://www.stratasysdirect.com>

S’ha imprès amb tecnologia HP Multi Jet Fusion, i les peces obtingudes són les següents:



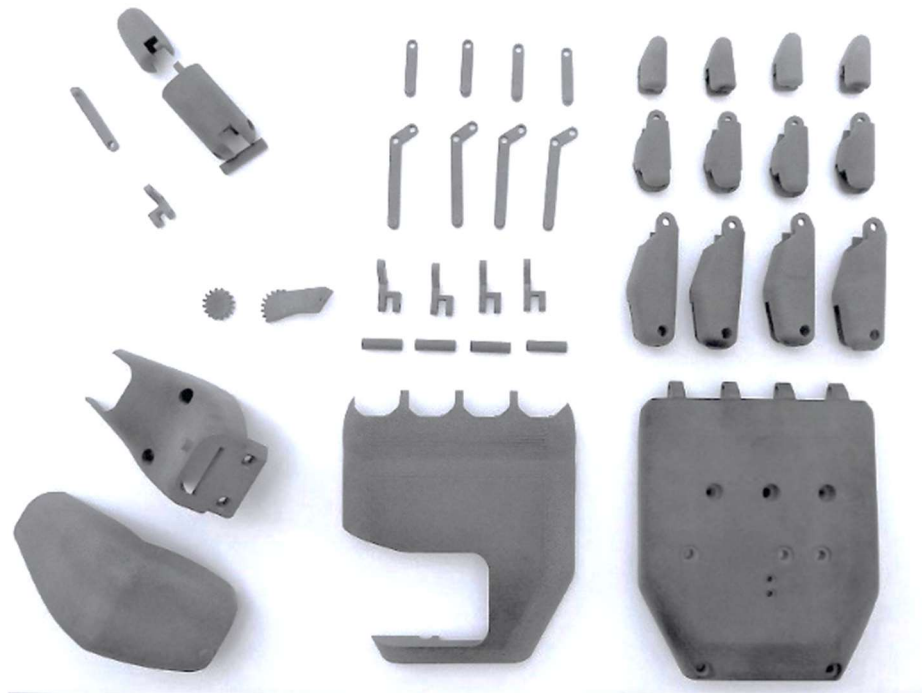


Figura 4.22 Peces obtingudes amb impressió 3D, vista de les dues cares. Font: pròpia.

Totes les peces s'han imprès correctament tal com es pot veure a la figura 4.20. Per tal de muntar el conjunt de la mà s'haurà de seguir un ordre específic. Per facilitar l'explicació s'han enumerat les peces a la figura 4.21.



Per muntar els dits llargs, la millor manera és seguint la següent seqüència: primer s'uneixen les peces 4 i 5 entre elles. Seguidament la peça 2 s'afegeix a la peça 5. A causa d'errors de disseny, ha estat necessari rebaixar lleugerament la paret superior de la peça 2, ja que en fer el moviment del dit la barra 5 fregava i no permetia fer bé el joc. S'uneix la peça 3 a la 4 i aplicant una mica de força, s'acaben d'encaixar les peces 2 i 3. Finalment les peces 1 i 6, unides, s'afegeixen al conjunt anterior, primer la peça 1 amb la 2 i per últim la 5 i la 6.

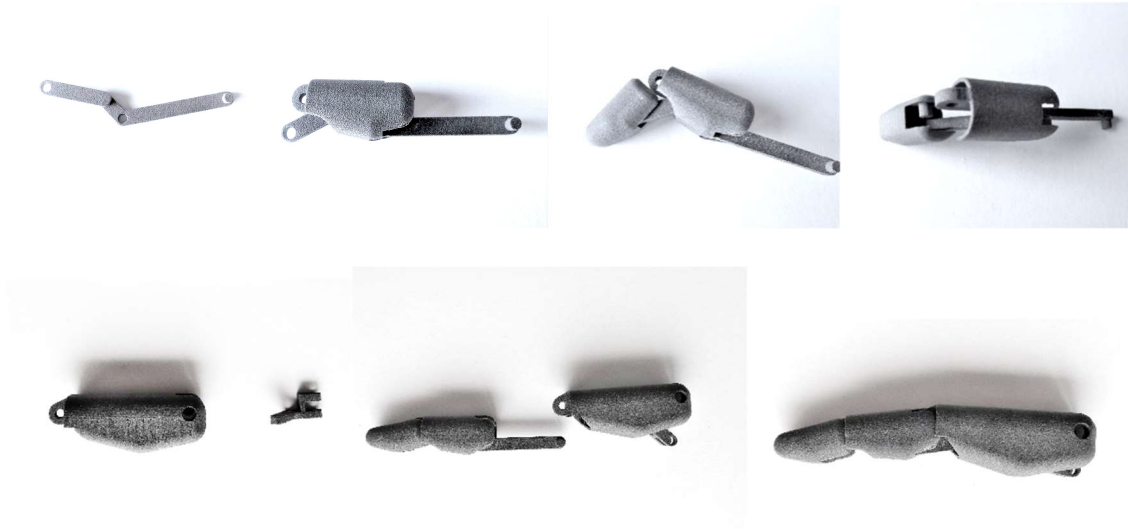


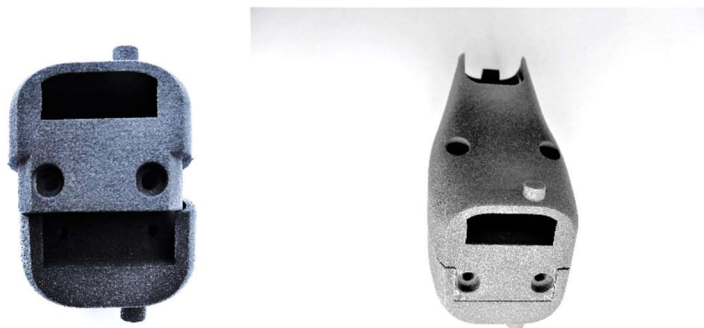
Figura 4.23 Enumeració i seqüència de muntatge d'un dit. Font: pròpia.

Pel polze el procediment és semblant.



Figura 4.24 Seqüència de muntatge del polze. Font: pròpia.

En la peça de gir del dit gros hi ha hagut un error de disseny, ja que els sortints fets perquè encaixessin les dues parts en el lloc de la unió dels visos per la part superior era inclinada,



en canvi, la part posterior de la tapa amb la ranura pels engranatges encaixava verticalment. Per tal de poder unir les dues parts s'han hagut de llisar les dues puntes de la tapa.

Figura 4.25 Error de disseny i resultat final després de la correcció. Font: pròpia.



Un cop unides les dues parts de la peça es col·loca a l'espai corresponent del palmell i ja es pot tancar. Quedant així el dit polze mòbil al voltant de l'eix de gir.

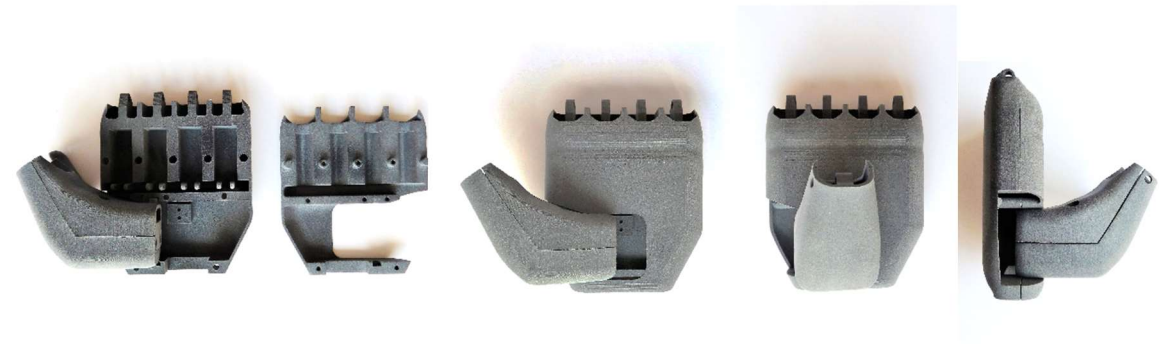


Figura 4.26 Muntatge i funcionament de la unió entre el polze i el palmell. Font: pròpia.

S'ha comprovat la correcta col·locació del micro servomotor en el polze.

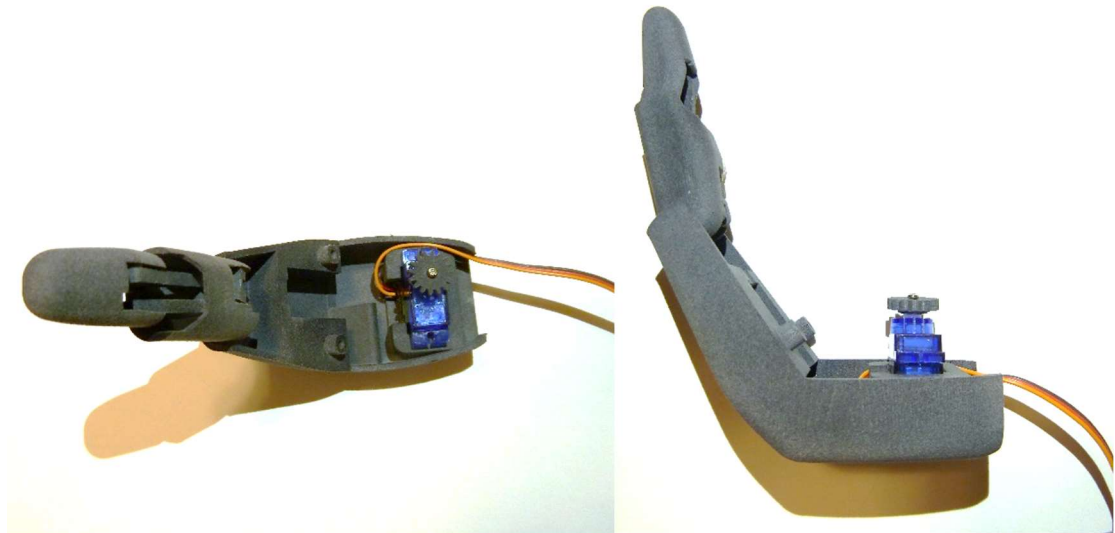
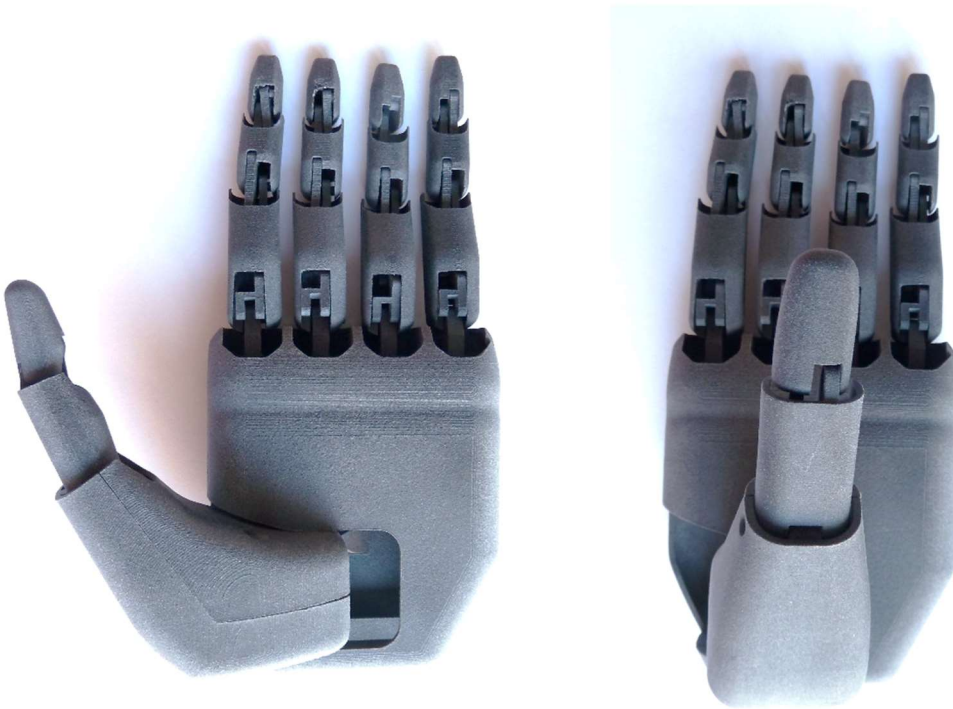


Figura 4.27 Col·locació del micro servomotor. Font: pròpia.

S'ha vist que tot i encaixar bé, l'espai pel cable no ha estat suficient fent que el servomotor quedés aixecat. Per tant s'hauria de pensar una obertura i també que fos de tal manera que el camí recorregut pel cable fos el més recte possible.

Finalment s'uneixen tots els dits amb els passadors al palmell de la mà obtenint el muntatge de la pròtesi. Resta per muntar els motors i els engranatges.

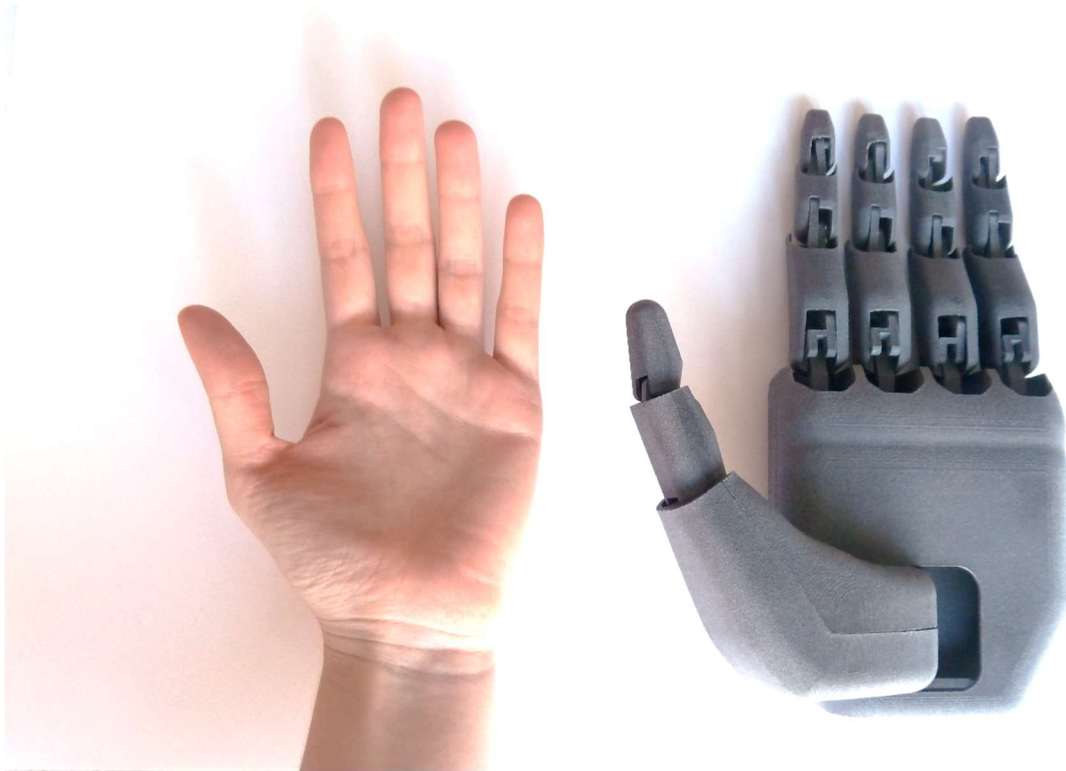
El muntatge final de la mà queda de la següent manera:



*Figura 4.28 Vista frontal del protorip. Font: pròpia.*



*Figura 4.29 Vista dorsal de la pròtesi. Font: pròpia.*



*Figura 4.30 Comparació amb una mà real. Font: pròpia.*

#### **4.5. Avaluació del resultat i modificacions a realitzar**

Un cop impresa i muntada la mà resulten més evidents els errors de disseny i les possibles millores necessàries per al bon funcionament de la pròtesi. Destacar que la construcció per parts permet un ràpid canvi de peça en el cas que una es trenqués, ajudant a abaratir costos de reemplaçament i substitució.

Primer de tot comentar els dos errors de disseny que afecten al muntatge: la segona falange dels dits llargs i l'encaix de les dues parts de la peça de gir del polze. La paret de la segona falange en la part superior s'hauria de disminuir el gruix però això n'augmentaria la fragilitat en aquella zona, per tant potser seria recomanable modificar lleugerament la forma del dit, augmentant-ne la curvatura de manera que el moviment de les barres fos més fluid. La modificació del polze és més evident, eliminar les dues puntes de la peça superior del model, just la part que s'ha llimat. També seria necessària la modificació de l'espai reservat pel

servomotor de manera que hi hagués una obertura pel cable i faltaria comprovar que no succeís el mateix amb els actuadors lineals.

El moviment dels dits no és tan fi com seria desitjable, i les unions de les barres amb el moviment es desencaixen però no es desmunten gràcies al poc espai que queda fins la paret exterior de cada falange, excepte en la unió final de la barra 5 i 6. Per solucionar aquest problema parcialment, faltaria afegir més gruix a la paret de la tercera falange del dit (peça 1) per tal d'impedir que se separessin amb el moviment. Tot i això, si el moviment s'ha d'accionar a través de l'actuador per la peça 6, el dit no es mou, a causa de la rugositat del material i el fregament que presenta. Això es podria solucionar afegint un lubricant als eixos o modificant l'ajust de les unions. També seria interessant considerar la possibilitat de canviar el material dels eixos, fent-los per exemple d'acer polit, que disminuiria significativament la fricció.

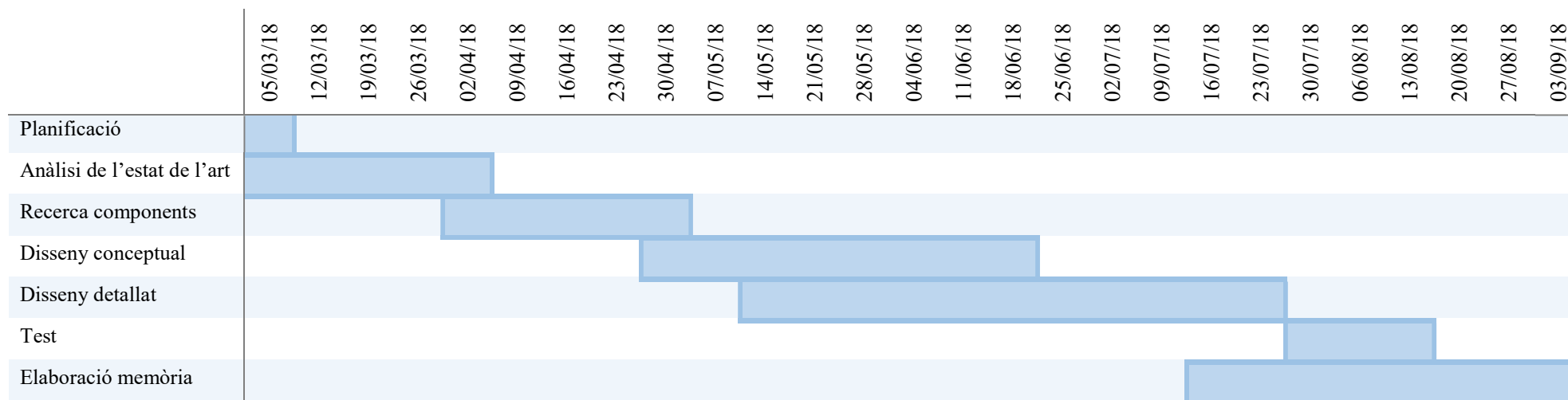
El volum de la mà és de  $287,62 \text{ cm}^3$  i amb una densitat del material d' $1,01 \text{ g/cm}^3$  la massa resultant és de 290,5 g. A aquest valor se li haurà d'afegir el dels motors (15 g per cada actuador i 9 g pel servomotor), la bateria, el microcontrolador i també considerar la massa del canell. Amb la part realitzada s'obté una massa de 374,5 g, per sota dels 400 g posats de llindar, tot i això, hi hauria més components a considerar com ja s'ha dit. Una modificació a fer necessària és la reducció d'aquest valor, i en relació a això també, el fet que les mides de la mà han acabat essent considerablement grans. En un primer moment s'havia considerat l'espai pels actuadors massa petit, però veient el resultat encara es podria reduir el marge entre ells sense afectar-ne la subjecció. No obstant això, si finalment no es considerés aconsellable la reducció de l'espai entre actuadors, es podria optar per eliminar un dels actuadors per exemple el del dit petit i fer el moviment de l'anular i el dit petit dependent.

Finalment, el coeficient mínim necessari que hauria de presentar la mà s'ha trobat que hauria de ser 0,291 i experimentalment s'ha trobat que era de 0,3. Així doncs ja és just l'imprescindible per a poder agafar correctament una llauna en aquest cas. De totes maneres, quedaria pendent la manera d'estudiar un possible augment de la rugositat per assegurar una subjecció ferma de superfícies més llises.

Això pel que fa a tenir en compte per a la realització d'un segon prototip, però per aconseguir un producte final seria necessària la realització de proves successives.

## 5. Planificació

S'ha realitzat un diagrama de Gantt de les etapes del projecte i la seva duració.



## 6. Pressupost

### 6.1. Costos de realització

S'han separat les diferents fases del projecte per tal de fer-ne la valoració econòmica, englobant des de la concepció de la idea fins a l'etapa final d'elaboració de la memòria.

Aquests costos inclouen les hores de treball i les llicències dels programes utilitzats durant el transcurs del projecte, aquest són costos únics per tot el global de peces.

|                             | HORES | PREU (€) /HORA | TOTAL (€) |
|-----------------------------|-------|----------------|-----------|
| Anàlisi de l'estat de l'art | 50    | 75             | 3750      |
| Recerca de components       | 30    | 40             | 1200      |
| Disseny conceptual          | 35    | 100            | 3500      |
| Disseny en SolidWorks       | 100   | 40             | 4000      |
| Tests                       | 15    | 35             | 525       |
| Elaboració memòria          | 70    | 35             | 2450      |
| <b>TOTAL</b>                | 300   |                | 15425     |

### 6.2. Pressupost d'execució del projecte

Són els costos de materialitzar el projecte presentat, és a dir, el preu de la construcció física del disseny. Per determinar el preu de la impressió s'ha demanat el pressupost d'impressió de les peces a diferents empreses especialitzades en la impressió en 3D.

Amb poliamida (PA 12) s'ha consultat l'empresa Additive 3D (SLS) i Sculpteo (HP Multi Jet Fusion), que han donat un pressupost de 360 € i 356 € respectivament. També s'ha demanat pressupost a altres empreses amb material PLA i el preu era d'uns 200 €.

|                 | PREU (€) | UNITATS | TOTAL (€)      |
|-----------------|----------|---------|----------------|
| Impressió peces | 360      | 1       | 360            |
| Servo motor     | 2,55     | 1       | 2,55           |
| Actuador lineal | 60       | 5       | 300            |
| Vis Ø2x8        | 0,08     | 4       | 0,32           |
| Vis Ø3x10       | 0,6      | 7       | 0,42           |
| Vis Ø3,5x20     | 0,03     | 9       | 0,27           |
| Vis Ø3,5x30     | 0,04     | 3       | 0,12           |
| <b>TOTAL</b>    |          |         | <b>663,68€</b> |

Aquests costos no contemplen altres components que serien indispensables pel correcte funcionament de la pròtesi, com són el sensor, la bateria, el microprocessador, cablejat i la subjecció.

## **7. Impacte sobre l'entorn**

El projecte dut a terme en la seva realització total comportaria, o com a mínim s'esperaria que així fos, un impacte social positiu, ja que aquesta n'era la finalitat. El fet de poder accedir a baix cost a una pròtesi i amb la possibilitat de personalització i adaptació comporta un benefici per a la societat, fent que aquesta tecnologia pogués ser a l'abast del major nombre de persones possible.

L'impacte ambiental del projecte és mínim i es redueix als materials i a la fabricació física de la pròtesi en si. Pel que fa a la impressió del model en 3D, no es tracta d'un material biodegradable, però aquesta tecnologia d'impressió permet reaprofitar el material sobrant per a una altra aplicació. A més a més, el niló es tracta d'un material reutilitzable i reciclable, minimitzant encara més l'impacte produït.



## 8. Estudis futurs

A part de les modificacions proposades a l'apartat de l'avaluació del resultat, d'aquest projecte se'n desprenen diverses branques a seguir com a estudis futurs. Per una banda, la continuació del disseny i redisseny de la pròtesi millorant-ne l'aparença i funcionament, ja que s'ha quedat en la fase inicial d'un primer prototip. Avaluant i refent tots els aspectes comentats a les modificacions a realitzar, així com totes les altres que poguessin anar sorgint al llarg de l'estudi.

Per altra banda, futurs estudis serien el que han quedat fora de l'abast d'aquest projecte, ja que no s'ha contemplat la realització de les connexions dels motors, bateria i processador així com la programació d'aquest per al funcionament de la pròtesi. També seria necessària la confecció del canell i avantbraç, servint d'unió entre la mà i l'extremitat de l'usuari, conferint una aplicació còmoda i pràctica, servint a més a més per la col·locació de la bateria i microcontrolador.

Finalment, si es volgués fer realitat aquest projecte, seria necessària una plataforma de distribució i informació que servís de nexa amb usuaris potencials del producte així com un servei d'atenció i ajuda.

## Conclusions

Un cop finalitzat el projecte, es pot dir que s'ha aconseguit l'objectiu principal proposat, que era la realització d'un primer prototip d'una pròtesi i a més a més s'ha dut a terme la impressió d'aquest. D'aquesta manera s'ha pogut analitzar el resultat de manera més tangible, veient així els aspectes que han sortit com s'esperava i també els aspectes a millorar de cara a estudis futurs.

Primer de tot, destacar que els errors de disseny han estat mínims pel que fa al muntatge, ja que s'han pogut muntar totes les peces de la pròtesi sense massa dificultat. Tot i això, faria falta retocar els errors que hi ha hagut de disseny. D'altra banda, el moviment de flexió i extensió dels dits no ha estat tant fi com s'esperava i ha quedat pendent la millora del mecanisme per tal d'accionar-se correctament a partir de la peça que s'uniria a l'actuador.

La forma de la pròtesi ha estat proporcionada i similar a la humana però seria necessari mirar de reduir les dimensions i el volum consegüentment. Això ajudaria també a la fita d'estar per sota els 400 g, que tot i que no s'han sobrepassat, encara hi hauria components per afegir i tenir en compte en el pes total de la pròtesi.

S'ha vist també que les forces calculades per a cada dit serien semblants a les que presenten les pròtesis de la mateixa gamma, al voltant dels 4,5 N, i la velocitat queda compresa dins el rang acceptable per no resultar molest en l'ús. S'ha comprovat a més a més que seria capaç de subjectar des d'un llapis fins a una llauna plena de refresc sense cap afegit addicional per a augmentar l'adherència.

## Agraïments

Primerament voldria agrair les indicacions i consells donats per Emilio Angulo en la tutorització d'aquest treball i per fer possible la impressió del prototip.

Agrair també a Esteve Comas, enginyer de Recerca i Desenvolupament de HP Inc. i professor associat del departament de Mecànica de la UPC la preparació i realització de la impressió del prototip, així com agrair a l'empresa HP Inc. per proporcionar-me i assumir el cost de la impressió.

Finalment agrair també el suport incondicional i a tota hora dels meus pares al llarg d'aquests anys.

## Bibliografia

ARIYANTO, Mochammad, et al. An Affordable Myoelectric Hand Augmented with 3D Virtual Hand for Transradial Prosthesis, 2017, *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering IJMME-IJENS* Vol:17 No:06

BELTER, Joseph T.; SEGIL, Jacob L.; SM, B. S. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review. *Journal of rehabilitation research and development*, 2013, 50.5: 599.

BULLOCK, Ian M., et al. Grasp frequency and usage in daily household and machine shop tasks. *IEEE transactions on haptics*, 2013, 6.3: 296-308.

CHEVALIER, Andre. *Dibujo Industrial*. Limusa, 2000.

CIPRIANI, Christian; CONTROZZI, Marco; CARROZZA, Maria Chiara. Objectives, criteria and methods for the design of the SmartHand transradial prosthesis. *Robotica*, 2010, 28.6: 919-927.

CONTROZZI, Marco; CIPRIANI, Christian; CARROZZA, M. Chiara. Mechatronic design of a transradial cybernetic hand. In: *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, 2008. p. 576-581.

DECHEV, Nikola; CLEGHORN, W. L.; NAUMANN, S. Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand. *Mechanism and machine theory*, 2001, 36.10: 1157-1173.

DREYFUSS, Henry; HENRY DREYFUSS ASSOCIATES; TILLEY, Alvin R. *The measure of man and woman: human factors in design*. Whitney Library of Design, 1993.

FEIX, Thomas, et al. A metric for comparing the anthropomorphic motion capability of artificial hands. *IEEE transactions on robotics*, 2013, 29.1: 82-93.

FLETCHER, Maurice J.; LEONARD, Fred. The principles of artificial-hand design. *Artificial limbs*, 1955, 2.2: 78.

HASHIMOTO, Yasunari, et al. Correlation between EEG-EMG coherence during isometric contraction and its imaginary execution. *Acta Neurobiol Exp (Wars)*, 2010, 70.1: 76-85.

KOPRNICKÝ, Jan; NAJMAN, Petr; ŠAFKA, Jiří. 3D printed bionic prosthetic hands. In: *Electronics, Control, Measurement, Signals and their Application to Mechatronics (ECMSM)*, 2017 IEEE International Workshop of. IEEE, 2017. p. 1-6.

LI, Guanglin; SCHULTZ, Aimee E.; KUIKEN, Todd A. Quantifying pattern recognition—based myoelectric control of multifunctional transradial prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, 18.2: 185-192.

SCHWARZ, Robert J.; TAYLOR, C. L. The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial limbs*, 1955, 2.2: 22-35.

SLADE, Patrick, et al. Tact: Design and performance of an open-source, affordable, myoelectric prosthetic hand. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE, 2015. p. 6451-6456.

TAVAKOLI, Mahmoud; BENUSI, Carlo; LOURENCO, Joao Luis. Single channel surface EMG control of advanced prosthetic hands: A simple, low cost and efficient approach. *Expert Systems with Applications*, 2017, 79: 322-332.

VAN BEEK, Nathalie, et al. Activity patterns of extrinsic finger flexors and extensors during movements of instructed and non-instructed fingers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2017.

WANG, Nianfeng; LAO, Kunyi; ZHANG, Xianmin. Design and myoelectric control of an anthropomorphic prosthetic hand. *Journal of Bionic Engineering*, 2017, 14.1: 47-59.

XU, Zhe. Design and control of an anthropomorphic robotic hand: Learning advantages from the human body & brain. 2015. PhD Thesis.

XU, Zhe; TODOROV, Emanuel. Design of a highly biomimetic anthropomorphic robotic hand towards artificial limb regeneration. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2016 IEEE International Conference on*. IEEE, 2016. p. 3485-3492.

YOSHIKAWA, Masahiro, et al. Rehand: realistic electric prosthetic hand created with a 3D printer. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2015. p. 2470-2473.

WINTER, David A. Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion. *Critical reviews in biomedical engineering*, 1984, 9.4: 287-314.

<https://www.materialise.com>

<https://www.sculpteo.com/blog/2017/08/22/plastic-3d-printing-technologies-hp-multi-jet-fusion-vs-sls/>

<https://www.sculpteo.com/en/materials/jet-fusion-material/jet-fusion-solid-black-plastic/>

<https://www.youtube.com/watch?v=uj7BnldaOSc&list=PL5m4GJGuyuvqotsdnvN09yWo9zDyglRYc>

<https://www.britannica.com/biography/Henry-Dreyfuss>

<https://github.com/pslade2/TactHand/blob/master/Tact/TactAssembly.pdf>

<https://www.3ders.org>

<https://www.actuonix.com/Actuonix-PQ-12-P-Linear-Actuator-p/pq12-p.htm>

[www.bebionic.com](http://www.bebionic.com)

[www.ottobock.es](http://www.ottobock.es)

<http://www.touchbionics.com>

<http://www.taskaprosthetics.com>

<http://www.assh.org/handcare/Anatomy/Tendons>